

27654

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**POLİKARBOKSİLAT VE CAM-İYONOMER SİMANLARIN
DIŞ-METAL VE METAL-METAL YÜZEYLERE
BAĞLANMA DAYANIMLARININ ARAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Dt. Filiz AYKENT

Protetik Diş Tedavisi A.D.

**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ**

Danışman

Yrd.Doç.Dr. Sevcan Akesi İLBAY

KONYA - 1993

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ.....	1
LİTERATÜR BİLGİ.....	3
MATERYAL VE METOD.....	16
BULGULAR.....	25
TARTIŞMA.....	41
SONUÇ.....	49
ÖZET.....	51
SUMMARY (YABANCI DİLDE ÖZET).....	52
KAYNAKLAR.....	54
ÖZGEÇMİŞ.....	62

GİRİŞ

Çağımızda, teknolojiadaki yenilikler hızla insanlığın hizmetine sunulmaktadır. Dişhekimliğinde kullanılan alet ve malzemeler de bu gelişmelerden etkilenmektedir. Üretici firmalar her geçen gün daha iyi ve daha üstün özelliklere sahip malzemeleri piyasaya sunma çabası içindedirler. Böylece dişhekimleri de hastalarına daha kaliteli, daha çabuk ve daha rahat hizmet verebilmektedir.

Yeni ürünlerin üstün özellikleri yanında dişhekimlerince istenmeyen özellikleri de olabilir. Bu nedenle dişhekimlerinin kullandıkları malzemelerin özelliklerini çok iyi bilmeleri ve klinikte karşılaştıkları sorunlara göre uygun malzemeyi seçmeleri daha iyi sonuç alabilmeleri açısından önemlidir.

Dişhekimliği malzemelerinin önemli bir bölümünü de simanlar oluşturur. Simanlar esas olarak, dişin canlı dokusu olan pulpanın korunması amacıyla daimi ya da geçici dolgu malzemesi olarak dişlerin konservatif tedavisinde kullanılırlar. Ayrıca cerrahide kırıkların tedavisinde kullanılan şinelerin yapıştırılmasında, yine ortodontide çeşitli ortodontik malzemelerin simantasyonunda kullanılırlar. Simanların bir kullanım alanı da kron, köprü gibi sabit protetik restorasyonların ağız içinde daimi ya da geçici simantasyonudur. Restorasyonların tutuculuğu esas olarak dişin ve restorasyonun şekline bağlıdır. Klinik boyu kısa, yüzey alanı küçük dişlere veya destek dişler arası mesafenin uzun olduğu vakalara sabit restorasyonlar yapılmak zorunda kalınabilir. Bu durumda tutuculuğun artırılması için simantasyon maddesinin fiziksel özelliklerini iyi bilerek doğru simanı seçmek çok daha önemli olacaktır.

Protez kliniklerinde sabit restorasyonların yapıştırılmasında kullandığımız bu malzemelerin; sudaki çözünürlüklerinin az olması, çiğneme esnasında oluşan kuvvetlere karşı dayanıklı olmaları, canlı dokular ile uyumlu olmaları, antibakteriyal etki göstermeleri beklenir. Ancak bir malzemenin tüm bu özelliklere bir arada sahip olması her zaman mümkün değildir.

Bu çalışmada, canlı dokulara gösterdikleri iyi uyumları, diş ve dental alaşımlara

gösterdikleri üstün fiziko-kimyasal bağlanmaları nedeniyle günümüzde kliniklerde en çok tercih edilen polikarboksilat ve cam iyonomer simantasyon malzemeleri karşılaştırıldı. Bu iki simanın diş ve gümüş- palladyum alaşımları ile nikel-krom alaşımlarına gösterdikleri yapışma dayanımları in vitro olarak incelendi. Ayrıca tükürük nedeniyle ağız içinde sürekli sıvı bir ortama maruz kalan bu simanların, su içinde zamanla diş ve metal yüzeylere yapışma dayanımlarında bir değişme olup olmadığı araştırıldı.

Laboratuvar çalışmalarından elde edilen bu sonuçların klinikteki çalışmalara rehberlik edeceğini umuyoruz.



LİTERATÜR BİLGİ

Dışhekimliğinde uzun yıllardan beri kullanılan çok çeşitli simanlar vardır. Simanlar genellikle iki ana amaçla kullanılırlar:

1. Restoratif dolgu maddeleri olarak; ya tek başına ya da diğer materyallerle.
2. Restorasyonların ya da apareylerin ağızda sabit pozisyonda simantasyonunda.

Bunun yanında dışhekimliğinde cerrahi, periodontoloji, ortodonti, endodonti ve restoratif tedavide özel amaçla kullanılan simanlar da vardır (16).

Matriks oluşumuna göre sınıflandırıldığında mevcut dört temel tip siman vardır (85, 86):

1. Fosfat bağlı simanlar
2. Fenol bağlı simanlar
3. Polikarboksilat bağlı simanlar
4. Resin (polimetakrilat) bağlı simanlar

Fosfat bağlı simanlar; çinko fosfat siman, modifiye çinko fosfat siman (bakır, florid ilave edilen çinko fosfat simanlar) ve silikofosfat simanlardır.

Fenol bağlı simanlar; çinko oksit öjenol ve kuvvetlendirilmiş çinko oksit öjenol simanlar, etoksibenzoik asit (EBA) ve diğer şelat simanlar (kalsiyum hidroksit şelat simanlar) dır.

Polikarboksilat esaslı simanlar; çinko polikarboksilat simanlar ve cam iyonmer simanlardır.

Metakrilat (resin) esaslı simanlar; akrilik simanlar ve BIS - GMA tip simanlardır.

Çinko fosfat simanlar, 19 yy.'ın sonlarında ve 20 yy.'ın başlarında geliştirilmiş en eski simanlardır ve günümüze kadar değişmeden gelmiştir. Çinko fosfat simanlar hala geniş ölçüde kullanılan simantasyon materyalleridir. Fosfat simanların manipasyonu kolaydır ve yüksek basma dayanımına (compressive strength) sahiptir. Siman diş ve restorasyondaki pürüzlü yüzeyler içine akarak mekanik bir bağlanma sağlar. Bu simanın en önemli dezavantajı pulpal irritasyona neden olabilecek başlangıç asiditesidir. Ayrıca

antibakteriyal etkisi zayıftır. Ağız sıvılarında çözünürlüğü ise diğer bir dezavantajdır (31, 84, 85, 86, 100).

1968 yılında Smith polikarboksilat simanı dişhekimliğine sunmuştur. Toz ve likit sisteminden oluşan simanın tozu, çinko fosfat simanına benzer ve esas olarak çinko oksit ile daha az miktarda magnezyum oksit içerir. Bizmut ve alüminyum oksit gibi diğer oksitler de tozuna ilave edilebilir. Likidi, poliakrilik asidin sudaki solusyonu ya da diğer doymamış karboksilik asitler ile akrilik asit kopolimeridir. Poliakrilik asidin molekül ağırlığı 25.000-50.000 mol. arasındadır. Asidin konsantrasyonu bir simandan diğerine değişir ancak genellikle % 40 civarındadır (16, 70). Toz ayrıca az miktarda kalay florid içerebilir. Kalay florid ilavesi , sertleşme zamanını değiştirir, manipulasyon özelliklerini ve simanın gücünü artırır. Ayrıca simana antikaryojenik özellik verir. Fakat polikarboksilat simandan serbestleşen florid miktarı, cam iyonomer ve silikofosfat simandan serbestleşen florid miktarının % 15-20 kadardır (70).

Son zamanlarda distile su ile sertleşen polikarboksilat simanlar geliştirilerek piyasaya sunuldu. Karboksilik asit polimerleri dondurulup, kurutularak içine çinko oksit, alüminyum oksit, kalsiyum florid ilave edilmiştir. Bu siman klinik olarak test edildiğinde, polikarboksilat simanın avantajları korunurken, karıştırma dezavantajının elimine edildiği görülmüştür (37).

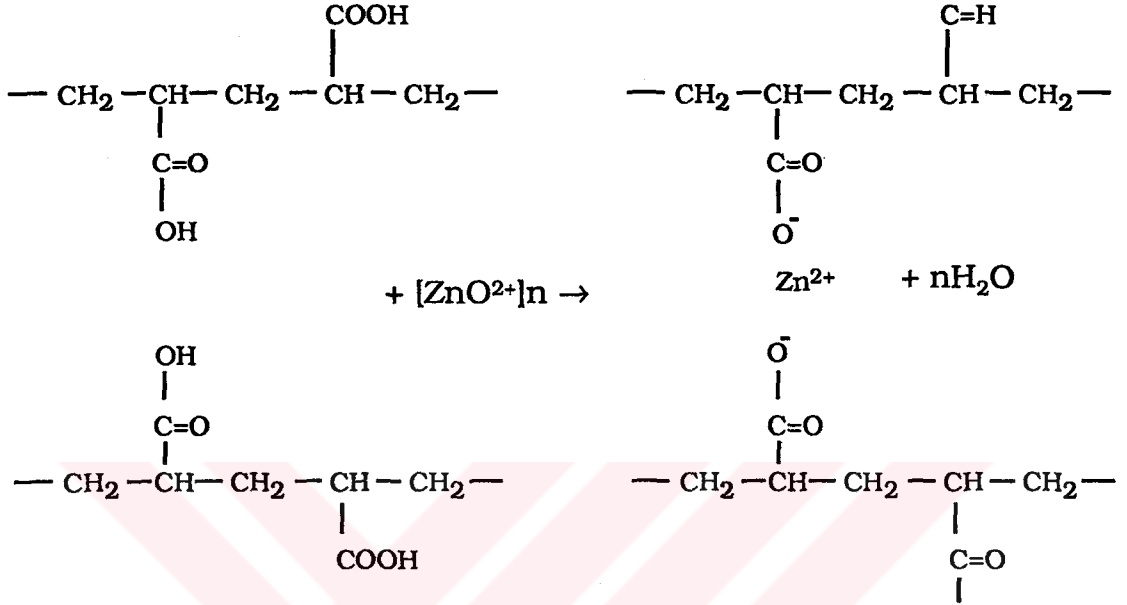
Simanın tozu ve likidi karıştırıldığı zaman sertleşme mekanizmasına göre, poliakrilik asit etkisiyle tozu içindeki çinko, magnezyum ve kalay gibi iyonlar serbestleşir. Serbestleşen bu iyonlar asidin karboksil gruplarıyla reaksiyona girer. Çoğunluktaki çinko iyonları aynı zamanda komşu poliakrilik asidin karboksil gruplarıyla da reaksiyona girerek çapraz bağlı bir yapı oluşur. Sertleşen siman çinko polikarboksilat matriks içinde dağılmış çinko oksit partiküllerinden oluşur. Sonuçta oluşan çinko polikarboksilat tuzu, su içinde çok zor çözünebilir sert bir kitle halini alır (Şekil 1) (16, 70, 84, 85).

Klasik dental simanlar (çinko fosfat, çinko silikofosfat) yüzey düzensizlikleri içine girerek mekanik yolla bağlanma sağlar (70).

1968 yılında Smith polikarboksilat simanın dişe hidroksiapatit yapısında bulunan Ca iyonları ile şelasyon yaparak bağlandığını açıklamıştır (58, 83).

1969'da Grieve yaptığı çalışmada, modifiye çinko oksit öjenol, çinko fosfat ve

polikarboksilat simanın full altın kronlara bağlanma gerilimlerini karşılaştırmıştır. Çalışma sonuçlarında çinko fosfat simanın bağlanma gerilimini, polikarboksilat siman (Durelon) ile aynı ve çinko oksit öjenol simandan ise iki kez daha fazla bulmuştur (32).



Şekil 1: Polikarboksilat simanın sertleşme reaksiyonu (Wilson'dan) (100).

Yine 1969 yılında Mızrahi ve Smith yaptıkları çalışmalarında çeşitli koşullar altında çinko polikarboksilat simanın bağlanma gerilimini ölçmüşlerdir. Bu çalışma sonucunda, distile suyun çekme bağlanma gücü üzerine bir etkisi olmadığı görülmüştür. Fakat tükürüğün çekme bağlanma dayanım değerini, 78 kg/cm² den, 45 kg/cm² ye düşürdüğü bulunmuştur. Bu araştırmanın sonucuna göre tükürük proteinlerin gerilme bağlanma gücünü azalttığı tahmin edilmektedir. Mine yüzeyindeki protein tabakası, siman ile mine arasındaki ilk kontağı önler. Bu yüzden siman ağıza uygulanmadan önce dişin temizlenmesi ve tükürükten uzak tutulması önemlidir (55).

Phillips, Swartz ve Rhodes (72) (1970) araştırmalarında, polikarboksilat simanın fiziksel özelliklerini, çinko fosfat simanın özellikleri ile karşılaştırmışlardır. Buldukları sonuçlar sertleşme zamanı, film kalınlığı ve pH bakımından aynıdır. Yine çekme dayanımları (tensile strength) da aynı orandaydı. Karboksilat simanın, hem mineye hem de dentine bağlanması daha yüksekti. Fakat basma dayanımı, çinko fosfat simandan düşük bulunmuştur.

Richter ve arkadaşları (77) (1970) dört simanın çekme dayanımını kıyasladıkları araştırmalarında, çinko fosfat, hidrofosfat, alüminyum ile güçlendirilmiş E.B.A.- çinko oksit öjenol simanların çekme dayanımını eşit buldukları halde, karboksilat simanın çekme dayanımını, diğerlerinininkinden 1/3 oranında daha fazla bulmuşlardır.

1972 yılında Jendresen ve Trowbridge, polikarboksilat simanın insan pulpa dokusu tarafından oldukça iyi tolere edildiğini ve üstün fiziksel özelliklere sahip olduğunu açıklamışlardır (38).

McLean (50) (1972) polikarboksilat simanın beş yıllık klinik araştırması sonucunda, altın inlay, tam kronlar ya da metal- seramik köprü restorasyonların simantasyonunda, bulguların oldukça tatmin edici olduğunu açıklamıştır. Yine aynı araştırmada dişlerde bu simana bağlı hassasiyet, çinko fosfat simana bağlı olan hassasiyetten önemli ölçüde azdı.

Ady ve Fairhurst (2) (1973) polikarboksilat simanın altına bağlanmasının, çinko fosfat simandan önemli ölçüde yüksek ve bağlanmanın da koheziv yapıda olduğunu bulmuşlardır.

Saito ve arkadaşları da (79) (1976) polikarboksilat simanın tüm dental alaşımlara, çinko fosfat simandan 4-12 kez daha kuvvetli bağlandığını açıklamışlardır. Polikarboksilat simanın bakır, nikel-krom ve gümüş- kalay- çinko gibi kimyasal olarak aktif dental alaşımlara bağlanması daha kuvvetli olmasına karşın kimyasal olarak stabil olan altın ve gümüş- palladyum gibi alaşımlara bağlanması kuvvetli değildir. Fakat yine de çinko fosfat simandan 4-6 kez fazladır.

Uzun dönem klinik çalışmalar da, polikarboksilat simanın simantasyon materyali olarak çinko fosfat siman kadar güçlü olduğunu göstermiştir (30, 65, 82).

Polikarboksilat simanın en büyük avantajı diş dokuları ile son derece uyumlu bir malzeme olmasıdır (38, 92).

70'li yılların başlarında, sertleşme reaksiyonu alüminosilika cam tozları ile akrilik asit polimer yada kopolimerlerin sudaki solusyonu arasında olan yeni translusent bir siman bulundu. Bu simana cam iyonomer siman, daha nadir olarak alüminosilika poliakrilatdan dolayı ASPA denilmektedir (35,99).

1972 yılında Wilson ve Kent'in geliştirdiği bu siman diş yapısına bağlanması

bakımından polikarboksilat simana ve flor serbestleşmesi bakımından da silikat simana benzer ve bu iki simanın da istenen özelliklerine sahiptir (36,39,45,48,90,94,99).

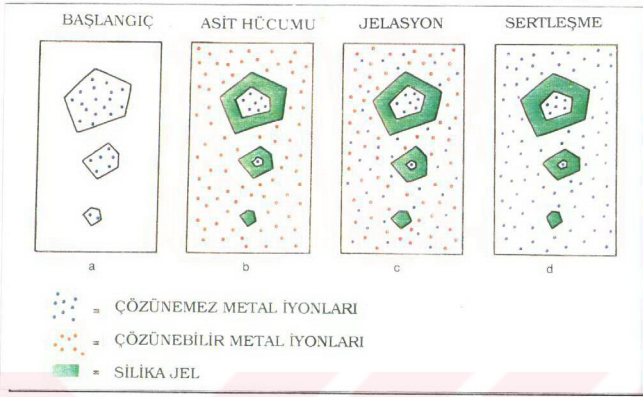
Cam iyonomer simanın tozu, silikat siman tozuna benzer şekilde kalsiyum alüminosilika camdır. Silica (SiO_2), alümino (Al_2O_3) sodyum, kalsiyum ve alüminyum florür ve alüminyum fosfatın (AlPO_4) ısıtılarak karıştırılması sonucu elde edilmiştir. Bu eriyik bir dizi soğutulma işlemine tabi tutulduktan sonra ince tanecikli siman şekline getirilmiştir (18, 87, 101).

Likidi esas olarak poliakrilik asit ya da diğer organik asitlerin kopolimerlerinin sudaki solusyonudur. Yani polikarboksilat siman likidinin aynısıdır. Fakat ondan daha az visközdür (70). Yüksek viskozitedeki likidin kullanılmasındaki problem, doğru kıvama karar vermekteki güçlüktür ve daha düşük toz / likit oranı kullanma eğilimi vardır. Bu da zayıf bir siman oluşumuna neden olabilir (101).

Toz ve likit karıştırıldığında sertleşme reaksiyonu başlar (Şekil 2a). Sertleşme reaksiyonu ile ilgili çalışmalar, asitden serbestleşen protonların, flor iyonları ile birlikte katyonları açığa çıkarmak üzere, toz yüzeyine doğru atağa geçtiğini göstermiştir (Şekil 2b) (21, 22, 71, 101).

Asit ile temas eden toz yüzeyinden Al^{3+} ve Ca^{2+} gibi metalik iyonlar serbestleşir. Ca iyonları Al iyonlarına göre daha hızlı olduğundan önce jel yapıdaki kalsiyum polikarboksilat oluşur. Bu aşamaya jelasyon aşaması denir (Şekil 2c) (5,14, 20, 101). Siman bu dönemde su emilimine (absorbsiyon) karşı oldukça hassastır. Eğer su emilimi olursa matriks tebeşirimsi bir görünüm alır ve hızlı bir şekilde aşınabilir. Jelasyon aşamasında aynı şekilde simandan su kaybı (hidratasyon) da söz konusu olabilir. Çünkü siman yapısının önemli bir bölümünü su oluşturur. Bu nedenle bu dönemde simanın korunması gerekir (14, 64, 70, 71, 93).

Sert yüzey oluşumu alüminyum polikarboksilat oluşumundan sonra meydana gelir (Şekil 2d). Alüminyum polikarboksilat oluşumunun siman karıştırıldıktan sonra en erken 30 dakika sonra başladığı açıklanmıştır. Alüminyum polikarboksilat oluşumu 24 saatten fazla sürer. Tamamen sertleşen siman artık neme hassas değildir (59, 71, 101, 103).



Şekil 2: (Wilson ve McLean'den) (101).

a. Başlangıç aşaması; henüz asit tarafından hücumu uğramamış cam partikülleri poliakrilik asit içinde yayılmış durumdadır.

b. Cam partikülleri asit tarafından hücumu uğramıştır ve Al^{3+} , Ca^{2+} gibi metalik iyonlar çözünerek serbestleşmiştir.

c. Başlangıç jelasyon, likit içinde yeterli sayıda metal iyonunun toplanması jelasyona neden olur. Siman henüz neme hassasdır.

d. Tamamen sertleşmiş siman, siman artık neme karşı hassas değildir.

Siman başlangıç sertleşmesinde plastik kıvamdadır bu da amalgam gibi şekillendirme olanağı sağlar (Ca-iyon değişimi). Daha sonra sert bir kaya gibi katılaştır (Al-iyon değişimi) (52, 75, 97).

Dental simanlar için en önemli problemlerden biri de metal döküm ya da preparasyon yüzeylerindeki bağlanmanın başarısızlığıdır. Bu bağlanmanın kötü olması da sonuçta, sabit restorasyonun altında preparasyon-siman ya da kron-siman arasında sızıntıya neden olacaktır (36, 68).

Polikarboksilat simanın adheziv bağlanma özelliği göstermesi bir avantajdır. Yine Wilson ve Kent tarafından geliştirilen cam iyonomer simanda benzer adheziv özellikle diş yapısına bağlanmaktadır (36, 68, 83, 99).

Polielektrolit simanların adhezyon mekanizması henüz tam olarak açıklanamamıştır. Çok sayıda hipotez ileri sürülmektedir. Ancak adhezyv bağlanmanın, kimyasal bir bağlanma olduğu ve mekanik faktörlerden etkilenmediği halde, kimyasal faktörlerden etkilendiği kesindir. Diş yapısı kimyasal olarak apatit içerir ki bu ağırlık olarak minenin % 98 den fazlasını ve dentinin de % 70 ini yapar. Ayrıca dentinde kollagen yapı vardır. Cam iyonomer simanın diş yapısına bağlanması hidroksiapatit ile sağlandığından ve kollagen yapıya bağlanma ise çok az ya da hiç olmadığından bu simanın mineye bağlanması dentinden daha yüksektir (101).

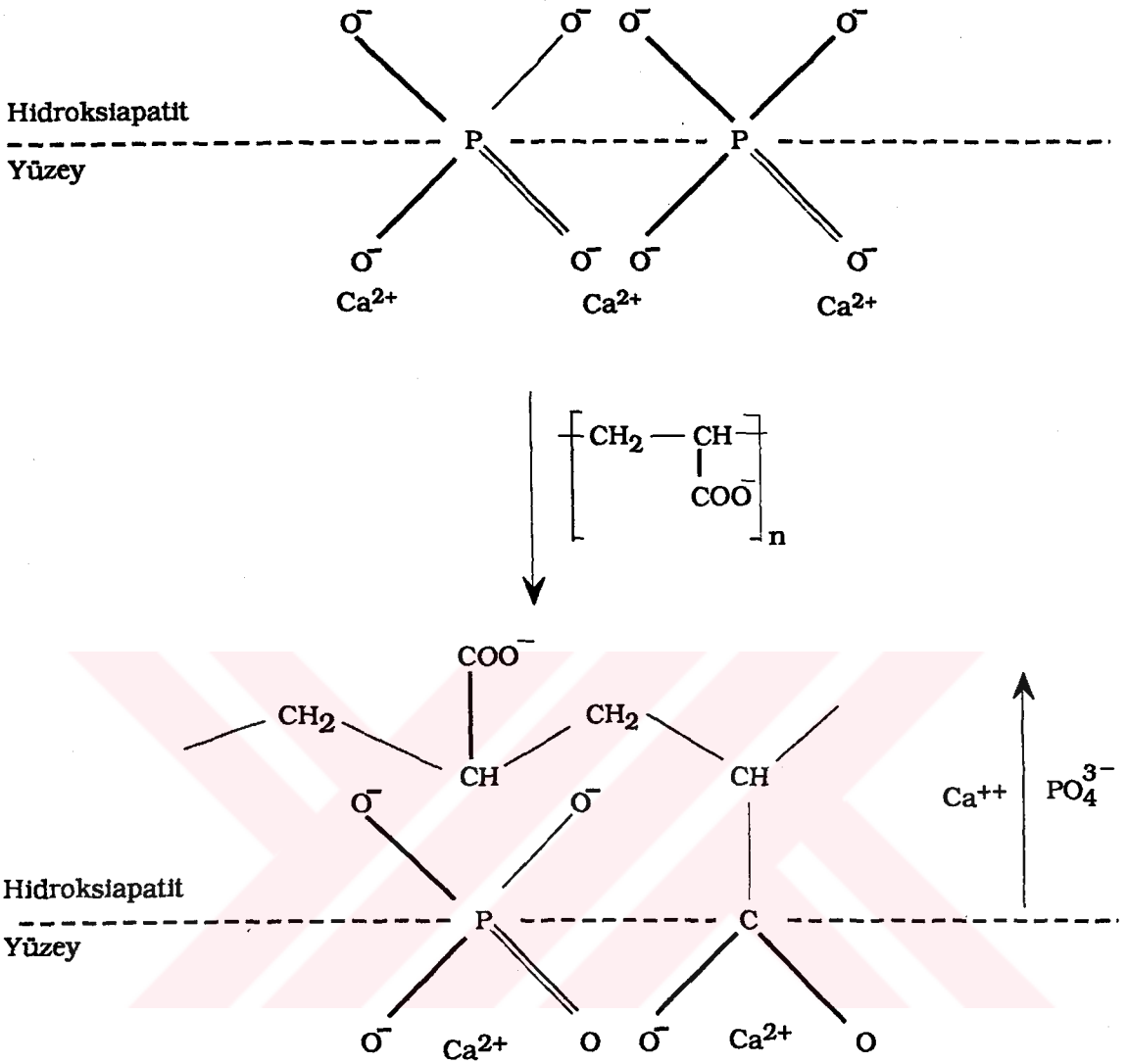
Wilson, Prosser ve Powis (102) (1983) yaptıkları spektroskopik çalışmalarda, 1968 de Smith'in ortaya attığı polielektrolit simanların diş yapısı ile şelasyon yaparak bağlandıkları teorisini çürütmüşlerdir. Poliakrilik asidin yüzey fosfatını yerinden ayırması ve yer-değiştirmesi ile hidroksiapatitin moleküler yüzeyine girdiğini açıklamışlardır. Kalsiyum iyonlarının da bu olayı takiben bir seri iyon değişiminin parçası olarak fosfat ile birlikte hidroksiapatitden ayrıldığı yapıları çalışmalarında belirlemişlerdir (Şekil 3).

Sonuç olarak bu çalışmalar, siman ile apatit yüzeyi arasında kalsiyum, alüminyum fosfat ve poliakrilattan meydana gelen bir ara tabakanın oluştuğunu ortaya koymuştur (101, 102).

Mine yüzeyinde mikroboşluklar oluşturarak simanın bu boşluklara akmasını sağlayan asitler (fosforik asit, sitrik asit gibi) cam iyonomer simanın çekme bağlanma dayanımını arttırmaz. Çünkü cam iyonomer simanın mineye bağlanma mekanizması mekanik değildir (27, 43, 73).

Cam iyonomer siman da polikarboksilat siman gibi mine ve dentin yüzeylerinde gösterdiği bu bağlanma şeklini bazı dental alaşım yüzeylerine de göstermektedir. Cam iyonomer siman paslanmaz çelik, kalay ya da kalay oksitle kaplanmış platin ve altına adhezyon ile bağlanırken, porselen, saf platin ve saf altın ile bağlanmaz. Bu nedenle altın kron ya da inlaylerin iç yüzeyleri 2µm kalay oksit tabakası ile kaplanarak bağlanmanın arttığı gösterilmiştir (16, 36, 40, 47, 52, 53).

Cam iyonomer siman bulunduğu beri sürekli gelişim içindedir. ASPA 1975, Chem Fill 1981 ve Chem Fill II 1984 yıllarında geliştirilmiştir. Chem Fill II'nin formülündeki



Şekil 3: Hidroksiapatit yüzeyindeki fosfat ve kalsiyum iyonları ile poliakrilatın yer değiştirmesi (Wilson'dan) (102).

en önemli değişiklik toz içeriğinde aktif yapıların bulunmasıdır. Poliakrilik asit kurutulup öğütülüp toza ilave edilmiştir. Bu karışım distile su ile aktive edilmektedir. Bu da simana karıştırma, sertleşme esnasında erken dönemde neme hassasiyet, estetik ve yüzey yapısı konusunda üstünlükler sağlamıştır (4, 74).

Simanın fiziksel özelliklerini geliştirmek için bileşim esnasında cam içine küçük metalik parçacıklar ilave edilmiştir. Yüksek maliyetinden dolayı altın yerine palladyum, gümüş alaşımları ve saf gümüş gibi alternatif metaller kullanılmıştır. Bu şekilde metal ile güçlendirilmiş simanlara cermet siman başlığı altında genel bir ad verilmiştir (51).

Cam iyonomer simanın dentin, mine ve bazı metaller ile gerçek adhezyon göstermesi yanında, flor serbestleşmesi ve buna bağlı olarak da çürük önleyici (antikaryojenik) özelliği diğer bir avantajdır (23, 54, 61, 89). Yapılan çalışmalar, cam iyonomer simandan serbestleşen florun, silikat simandan serbestleşen flor miktarı ile aynı olduğunu göstermiştir (45, 54, 89).

Restorasyonun başarısı açısından, prepare edilmiş dişe optimum oturumun sağlanması önemlidir. İdeal olarak siman film kalınlığının 25-35µ olması gerekir (81). Mükemmel bir sabit restorasyonda bile simanın ağız ortamı ile ilişkisi önlenemeyeceği için bu malzemenin stabil ve çözünürlüğünün az olması istenir (33, 34, 86).

Bir simanın çözünürlüğünün değerlendirilmesi American Dental Association (ADA) Specification No: 8'e göre 24 saat distile su içinde bekletilmek suretiyle yapılmaktadır (16, 57, 70).

Cam iyonomer simanın ilk 24 saat içinde yüksek su hassasiyeti diğer simanlardan farklıdır. Su emmesi en yüksek olan cam iyonomer siman, en düşük olan ise polikarboksilat simandır. Asidik koşullarda ise cam iyonomer siman, hem silikat hem de polikarboksilat simandan önemli ölçüde daha az çözünmektedir (19). Cam iyonomer siman karıştırıldıktan sonra ilk bir saat içinde (kalsiyum ve alüminyum iyon değişim periyodları arasında) tükürük ile kontaminasyona uğrarsa malzemenin çözünmesi nedeniyle fiziksel özelliklerinde de zayıflama olacaktır (78, 94, 97).

1981'de Causton yaptığı çalışmada, cam iyonomer simanın karıştırıldıktan sonra ilk bir saat içinde su ile temas ederse tam sertliğine ulaşmadığını, simanın basma dayanımının azaldığını, buna karşılık su ile temas etmeyen örneklerin ise dayanımlarının zaman içinde arttığını göstermiştir (9).

Cam iyonomer simanın toz / likit oranına göre 24 saat su içindeki çözünürlüğü değişmekle birlikte polikarboksilat simana göre yüksektir (Tablo 1)(16,24,64,70, 85).

Cam iyonomer simanın sudaki çözünürlüğü ve diğer fiziksel özellikleri, tozun kimyasal bileşimine ve içindeki taneciklerin büyüklüğüne de bağlıdır (39).

Toz / likit oranının artması, cam iyonomer simanın basma dayanımının, suya karşı direncinin, karışımın yoğunluğunun, sertlik oranının ve yüzeysel sertliğinin artmasına da sebeptir. Bu yüzden dolgu maddesi olarak kullanılan cam iyonomer siman maksimum toz / likit oranında hazırlanabilir (17, 60). Ancak simantasyon için kullanılan cam iyonomer simanın, siman film kalınlığındaki artma bir dezavantajdır (97).

SİMANLAR		Sudaki Çözünürlük (% 24 saat suda) mg/cm ²
Çinko Fosfat		0.2 Maksimun
Çinko Silikofosfat		1.5 Maksimun
Çinko - Oksit Öjenol	Modifiye Olmamış	0.01-0.02
	Modifiye Olmuş Polimer	0.08
	EBA- Alümina	0.02-0.04
Çinko Polikarboksilat		< 0.05
Cam İyonomer		0.4-1.5
Kompozit Resin		0.13

Tablo 1: Dental simanların 24 saat su içindeki çözünürlükleri (Craig'den) (16)

Araştırmalar polikarboksilat simanın toz / likit oranındaki azalmanın simanın sudaki çözünürlüğünde artmaya neden olduğunu göstermiştir. Ağız ortamında simanın çözünürlüğü döküm restorasyonun başarısızlığındaki ana nedenlerden biri olarak düşünülür (69).

Aynı şekilde molekül ağırlığı daha fazla poliakrilik asit içeren cam iyonomer simanın fiziksel özellikleri de daha iyidir. Ancak molekül ağırlığının fazla olması aşırı visköz bir yapı oluşturacağından simantasyon için dezavantajdır (39, 96, 98).

İnlay, onlay, kron, köprü gibi sabit restorasyonların ve hareketli metal protezlerin dökümlerinde kullanılan çok çeşitli dental alaşımlar mevcuttur (13).

Dışhekimliğinde kullanılan dental altın alaşımlar şu şekilde sınıflandırılmaktadır:

1. Tıp I: Bunlar yumuşak altın alaşımlarıdır ancak aşırı strese maruz kalmayan küçük inlaylerin dökümünde kullanılabilirler. % 80-90 altın içerirler.

2. Tıp II: Bunlar orta sertlikteki dental alaşımlarıdır. % 75-78 oranında altın içerirler. Tüm inlay, onlayların yapımında, 3/4 kronların ve full kronların yapımında kullanılırlar.

3. Tıp III: Bunlar sert altın alaşımlarıdır. % 62-78 oranında altın içerirler. Kronların ve köprülerin yapımında tercih edilirler.

4. Tıp IV: Aşırı sert altın alaşımlarıdır. % 60-70 arasında altın içermektedirler. Bunlar uzun köprülerin, parsiyel protezlerin bar ve kroşelerinin yapımında kullanılırlar (13, 16, 70).

Tıp III ve IV altın alaşımlarına kron ve köprü alaşımları da denilmektedir (13, 70).

Bu alaşımların tip I den tip IV'e doğru gidildikçe sertlikleri, çekme dayanımları, oransal sınırları (proportional limit) artmaktadır ancak uzama sınırları (elongation limit) azalmaktadır (13, 16, 70, 81).

Altın alaşımlarının maliyetinin çok yüksek olması nedeniyle bunlara alternatif alaşımlar geliştirilmiştir (81). Bu alaşımlar;

- Düşük altın alaşımları, bunlar kron, köprü alaşımlarına alternatifidir ve en fazla % 60, en az da % 40 oranında altın içerirler.

- Gümüş - palladyum alaşımları, bunlar % 70-72 gümüş, % 25 palladyum içermektedir. Fiziksel özellikleri tip III altın alaşımlarına benzemektedir. Bunun yanında az miktarda altın, bakır, indiyum ve çinko içerebilirler.

- Adi metal alaşımları, bunlar da nikel- krom ve kobalt- krom alaşımlarıdır (13).

Nikel- krom alaşımları, en popüler olan adi metal alaşımlarıdır. Ancak nikel allerjik reaksiyona neden olabilir. Bu yüzden nikel hassasiyeti olan hastalarda kullanımı kesinlikle kontrendikedir. Bunlar % 75 civarında nikel ve % 20 civarında da krom içerirler (81).

Kobalt-krom alaşımları, bu adi metaller % 55-68 oranında kobalt ve % 25-27 oranında da krom içerirler. Bunlar daha çok hareketli parsiyel protezlerin iskeletlerinin yapımında kullanılmaktadırlar (16).

Dental altın alaşımlarının ve düşük altın alaşımlarının maliyetleri diğerlerine göre yüksektir ancak bunların döküm işleri ve tesfiye işleri daha kolaydır. Alçı bağlı revetmanlar ile dökülürler. Deformasyonları yüksektir (70, 81).

Gümüş-palladyum alaşımları ise 1093 °C'nin üzerinde erirler ve fosfat bağlı revetmanlar ile gaz - oksijen torkları kullanılarak dökülebilirler (81).

Nikel - krom alaşımlarının erime ısısı daha da yüksek olup 1260 - 1430 °C'dir. Bu yüzden bunlar çok ağızlı gaz-oksijen torku, fosfat bağı revetmanlar ve yüksek ısılı mum eritme fırınları (815-930 °C) kullanmayı gerektirirler. Nikel- krom alaşımlarının akma dayanımı (yield strength) oldukça yüksektir bu yüzden işlenmeleri altın alaşımları ve gümüş- palladyum alaşımlarına göre daha güçtür (70, 81).

Bunun yanında porselen metal alaşımları da ayrı bir grup altında toplanırlar. Çünkü bu dental alaşımlarda aranan bazı özellikler vardır:

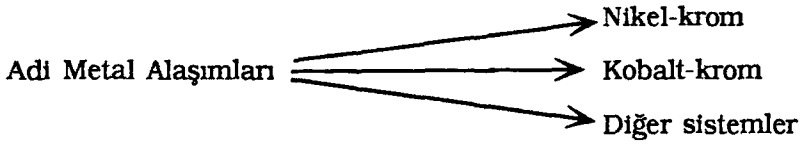
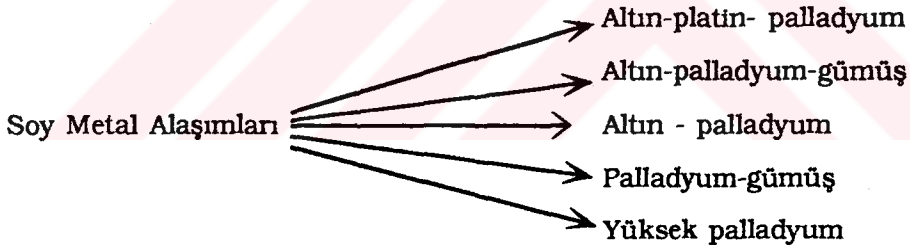
a. Korozyona dirençli olmalıdır.

b. Porselenin pişirilmesi esnasında metalin erimemesi ve deformasyona uğramaması için yüksek erime ısısı olmalıdır.

c. Porselen ve alaşımların ısıl özellikleri birbirine yakın olmalıdır.

d. Porselen üzerindeki aşırı streslere engel olmak için yüksek elastik modülü ve yüksek akma dayanımı olmalıdır.

e. Porselende renklenmeye yol açmamalıdır (13).



Şekil 4: Porselen Alaşımları (Phillips'den) (70).

Yine nikel-krom alaşımları da porselen yapımında düşük maliyetlerinden dolayı artan oranda kullanılmaktadır (10, 13). % 70-80 nikel, % 10-25 krom ve az miktarda molibden, tungsten ve magnezyum içerirler. Bu alaşımların korozyona dirençleri, elastik modülü ve akma dayanımları yüksektir. Porselen pişirimi sırasında metalde deformasyon

olmaz. Bunun yanında nikel allerjiktir. Döküm ve tesfiye işlemleri güçtür. Yüksek soğuma büzülmeleri ve düşük yoğunlukları dökümü güçleştirmektedir (13).

Bir sabit restorasyonun ağız içinde tutulmasında simanın diş ve metale bağlanma şekli önemli olmakla birlikte ana faktör değildir (70). Simantasyon maddesinin fiziksel özelliklerinin yanında preparasyon ve restorasyonun dizaynı ana kriterlerdir. Preparasyonun yüzey alanı, kesim açısı ve geometrik şekli de önemlidir (67, 68).

Preparasyon yüzey alanı arttıkça retansiyon da artar. Daha geniş dişlerdeki preparasyonlar, küçük dişlerdeki preparasyonlardan daha tutucudur. Kesim yapılan dişin aksiyal duvarları arasındaki açı 0° den 10° ye arttıkça tutuculuk da azalır. Bu açının (taper angle) 6° olması ideal retansiyon sağlar (81).

Dökümle, diş arasındaki siman film kalınlığı da tutuculuğu etkilemektedir. Daha ince film kalınlığı simantasyon için daha iyidir (70).

Anzai ve arkadaşları (3) (1985), yaptıkları çalışmalarında siman film kalınlığı, yüzey pürüzlüğü, test makinasının dakikadaki kafa hızı (cross-head speed), bağlanma yüzey alanı gibi faktörlerin simanın çekme bağlanma dayanımını etkilediğini göstermiştir.

1978 yılında Oilo ve Espevik de döküm restorasyonların tutuculuğunun simantasyon malzemesinin sıkışma dayanımı, elastik modülü, ve plastik deformasyon gibi fiziksel özelliklerine de bağlı olduğunu açıklamışlardır (66).

Başarılı bir döküm kronunda iyi bir kenar uyumu ve stabilite, yine restore edilen okluzal yüzeyle, nöromuskuler sistem arasında tam bir uyum olmalıdır. Bu özellikleri taşımayan bir restorasyonda kullanılan simanın başarısızlığı önleyeceği şüphelidir (1).

MATERYAL ve METOD

Araştırma Royal Liverpool University Dental Hospital Kron-Köprü Laboratuvarı ve Mekanik Deneyler Laboratuvarlarında yürütüldü.

Araştırmada üç farklı dental alaşım kullanıldı. Bunlardan ikisi porselen alaşımı olan Wiron 88 (Bego/Bremen Germany) ve Remanium CS (Dentaurum/Pforzheim Germany) dur. Diğer alaşım ise gümüş-palladyum alaşımı olan Gold EWL-G (Bego/Bremen Germany) dur.

Wiron 88 (Bego) : % 64 Ni,

% 24 Cr,

% 10 Mo içerir. Eser miktarda da Si, Ce, C elementleri bulunmaktadır.

Remanium CS (Dentaurum) da; % 61 Ni,

% 26 Cr,

% 11 Mo, ayrıca Si, Fe, Co ve Ce içerir.

Gold EWL-G (Bego) da ise; % 67.5 Ag

% 22,5 Pd

% 5 Au

% 3.5 Sn

% 1.5 Zn bulunmaktadır. (Tablo 2)

	WIRON 88	REMANIUM CS	GOLD EWL-G
RENK	Beyaz	Beyaz	Beyaz
ERGİME ARALIĞI	1310-1250°C	1260°C	1070-990°C
DÖKÜM ISISI	1420 °C	1350°C	1200°C
YOĞUNLUK	8.2 g/cm ³	8.2 g/cm ³	11.00 g/cm ³

Tablo 2: Alaşımların fiziksel özellikleri

Çalışmada, günümüzde klinikte en çok kullanılan iki siman türü olan cam iyonomer ve polikarboksilat simanın çekme bağlanma dayanımlarını kıyaslamak amacıyla, cam iyonomer siman olarak, Aqua-Cem (DeTrey/Weybridge U.K.) ve polikarboksilat siman olarak da, Poly-F Plus (DeTrey) kullanıldı. İki siman da distile su ile sertleşen tiptir. Poly-F Plus ilave flor içeren polikarboksilat siman türüdür.

Bu iki simanın metal- metal yüzeyler arasındaki bağlantısını karşılaştırmak için 1x1 cm boyutlarında plastikden 60 adet kare düz yüzeyler hazırlandı.

Simanların diş- metal yüzeyler arasındaki bağlantısını araştırmak için de klinikten 60 adet çürüksüz daimi premolar diş temin edildi.

Dişlere mum başlıkların (coping) hazırlanmasında Ceradip (Bego /Bremen Germany) mum daldırma ünitesi (dipping wax üniti) kullanıldı.

Örnekleri revetmana almak için Multivac 4 (Deggussa / Frankfurt Germany) vakumlu revetman karıştırıcısı kullanıldı (Resim 1).

Revetman olarak da Cehacast (C. Hafner/Pforzheim Germany) tercih edildi. Cehacast alçı, grafit içermeyen fosfat bağlı revetmandır. İdeal olarak tüm soy metal ve porselen alaşımlarının dökümü için uygundur.

Döküm işleri için Multifurnace (Gallenkamp/ Manchester U.K.) döküm fırını kullanıldı (Resim 2). Fırının ısısı 60 dakika içinde 1100 °C ye çıkabilmektedir.

Dökümler Fornax 35 K (Bego/ Bremen Germany) indüksiyon makinası ile yapıldı (Resim 3). Fornax 35 K indüksiyon makinası ile 1550°C ve daha yukarısına kadar döküm ısıları olan nikel- krom, kobalt, krom ile soy ve palladyum esaslı dental alaşımların dökümü yapılabilmektedir. Önceden ısıtılan örnekler makinaya yerleştirildikten sonra birkaç saniye içinde döküm ısisına ulaşabilmektedir. Erime işlemi yukarıdan izlenip alttaki kolun aşağıya indirilmesi ile döküm gerçekleştirilmektedir.

Dökülen metale göre, nikel- krom alaşımı için seramik pota, gümüş palladyum alaşımı için de grafit pota kullanıldı.

Örneklerin kumlanıp revetmandan temizlenmesi Keroma 3 (Renfert/ Hilzingen Germany) cihazı ile yapıldı (Resim 4). Kumlama cihazının gümüş renkli ucu, 25µm büyüklüğündeki alüminyum oksit tanecikleri içermektedir ve porselenlerin aşındırılmasında



Resim 1: Multivac 4 revetman karıştırıcısı



Resim 2: Multifurnace döküm fırını



Resim 3 : Fornax 35 K induksiyon makinası



Resim 4 : Keroma 3 kumlama cihazı

kullanılmaktadır. 50µm büyüklüğündeki alüminyum oksit tanecikleri içeren sarı uç, soy metallerin aşındırılmasında ve 50µm'luk cam tanecikleri içeren yeşil uç ise soy ve soy olmayan metallerin revetmandan temizlenmesinde kullanılmaktadır.

Siman tozu elektronik tartı cihazında ölçüldü. Likidinin ölçümü için de pipet kullanıldı.

Simantasyondan sonra örneklere daima eşit kuvvette basınç uygulamak için bir apacey (jig) geliştirildi (Resim 5).

Bütün testler, NENE M5 Universal Tester (Wellington U.K.) çekme gerilimi ölçen test cihazında yapıldı (Resim 6). Test makinasının yük kapasitesi 500 N idi. Değerler ve grafikler makinarya bağlı bilgisayardan N olarak alındı.

Klinikten toplanan 60 çürüksüz daimi premolar dişin aksiyal duvarların eğimi ortalama 5° olacak şekilde standardize edilerek preparasyonları yapıldı.

Bunların üzerine daldırma tekniği kullanılarak mum başlıklar hazırlandı. Bu şekilde hazırlanan örnekler zayıf olduğu için, mavi döküm mumu ile desteklendi. Örnekler



Resim 5: Simantasyonda kullanılan apacey

üst kısımlarından 3 mm kalınlığında hazır mum tijler kullanılarak orta noktalarından tijlendi. Tijin üzerine örnekten 0.5 cm uzaklıkta delik açıldı. Aynı şekilde dişin kökü üzerine de delik açıldı. Daha sonra bu deliklere geçirilen ortodontik teller ile örnekler test makinasının otomatik açılıp kapanan tutucu uçlarına yerleştirildi.

60 adet prepare edilmiş diş üzerindeki mum başlıklar 3 gruba ayrıldı. 20 adet mum başlığın dökümü Wiron 88, diğer 20 adetinin dökümü Remanium ve kalan 20 adet mum başlığın dökümü de Gold EWL alaşımıyla yapıldı.



Resim 6: NENE M5 Universal Tester çekme aleti

Dökümden önce dişlere ve mum başlıklara numaralar verildi. Mum başlıklar 5 grup halinde revetmana alındı. Revetman üretici firma talimatına göre Multivac 4 (Deggussa) vakumlu revetman karıştırıcısı ile karıştırıldı. Dökümler Fornax 35 K(Bego) indüksiyon makinası ile yapıldı.

Dökümden sonra örnekler kumlama makinasının 50 μ m'lık cam tanecikleri içeren yeşil ucuyla kumlama işlemine tabi tutuldu. Daha sonra da deliklerin yukarısından tijleri kesilerek örnekler tamamlandı (Resim 7).

Araştırmada 1x1 cm boyutlarında plastikden kestirilen 60 kare örnek de yine 20 şerli gruplar halinde üç çeşit alaşımdan döküldü. Bu örneklerin hazırlanmasıyla da simanların metal- metal yüzeyler arasındaki çekme bağlanma dayanımlarını

incelemek amaçlandı. Kare örneklerin de yapışma yüzeyleri aynı şekilde 50µm'luk cam tanecikleri içeren uç ile kumlandı. Sonra da delikler korunacak şekilde tijler kesildi ve örnekler hazırlandı (Resim 8).

Herbir gruptaki 20 adet örnek, 10'arlı gruplar halinde Aqua-Cem ve Poly-F Plus ile yapıştirıldı.

Simantasyonda, Aqua-Cem 0.12 gr toz +33.0 µl likit oranında, Poly-F Plus ise 0.20 gr toz + 33.0 µl likit oranlarında karıştırıldı. Örneklerin simantasyonu için geliştirilen aparey kullanılarak standart yük (5 kg) altında simantasyon yapıldı (Resim 9). Beş dakika bekletildikten sonra taşan simanları temizlenen örnekler distile su içine atıldı ve 37°C deki etüvde 14 gün su içinde bekletildi. Dişlerin 37°C de kokmasını önlemek için suya % 0.2 lik klorheksidin glukon ilave edildi. 14 gün sonunda örnekler kafa hızı 1 mm/dak olan NENE M5 test makinasıyla çekme deneyine tabi tutuldu.

Örneklerde kopma gerçekleşikten sonra anında kuvvetin değeri N olarak makinaya bağı bilgisayarından alındı (Resim 6). Yine deneye ait kopma grafikleri de bilgisayarından elde edildi.

Ölçümlerden sonra örnekler temizlendi. Temizleme için kaynar su ve tetrahidrafuran solusyonu kullanıldı.

Temizlenen örnekler tekrar simante edildi ve bu kez de 37°C de distile su içinde bir gün bekletildi. Daha sonra aynı şekilde NENE M5 test makinası ile ölçümler yapıldı.

Düz kare metal yüzeyler de simante edildikten sonra 14 gün ve bir gün 37°C de su içinde bekletilip ölçümleri yapıldı.

Ölçümleri yapılan örneklerin kopma yüzeyleri x 1500 büyütme Olympus PME3 (Olympus Optical Co. Ltd. Tokyo/Japan) metalurjik ışık mikroskobu ile incelendi. Fotoğraflar Zenith 12 XP refleks kamera ile 58 mm'lik orjinal objektif ve uzatma tûpü kullanılarak çekildi.



Resim 7: Prepare edilen dişler üzerine hazırlanan döküm başlıklar



Resim 8: 1x1 cm boyutlarında hazırlanan metal döküm örnekler



Resim 9: Örneklerin standart yük altında simante edilmesi.

Araştırmada test sonuçlarını istatistiksel açıdan değerlendirmek için t testi kullanıldı.

t değeri ; şu formüle göre hesaplandı (91):

$$t \text{ değeri}; \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{\left(\frac{S_{s1}}{\sqrt{n}}\right)^2 + \left(\frac{S_{s2}}{\sqrt{n}}\right)^2}}$$

\bar{x}_1 : 1. grubun aritmetik ortalaması

\bar{x}_2 : 2. grubun aritmetik ortalaması

S_{s1} : 1. grubun standart sapması

S_{s2} : 2. grubun standart sapması

n : Denek sayısı

Standart hata (Sh) ise $\frac{S_s}{\sqrt{n}}$ olarak hesaplandı (91).

S_s = Standart sapma

n = Denek sayısı

t testi yanında gruplar arası farkın önem kontrolü (varyans analizi) yapıldı (91). N olarak elde edilen deney sonuçları IBM bilgisayar yardımı ile hesaplanan diğ örneklerin yüzey alanına ve 1x1 cm kare örnekleri mm² alanına bölünüp MPa (Megapascal) değerleri elde edildi.

BULGULAR

Gold EWL, Remanium ve Wiron 88 dental alaşımlarından hazırlanan döküm başlıklar polikarboksilat (Poly- F Plus) ve cam iyonomer siman (Aqua-Cem) ile simante edilip 14 gün ve 1 gün su içinde bekletildikten sonra ölçümleri yapılmıştır. Karşılaştırılmal sonuçlar Tablo 3'de verilmiştir.

		POLY-F PLUS		AQUA-CEM	
		14 Gün	1 Gün	14 Gün	1 Gün
GOLD EWL		MPa	MPa	MPa	MPa
	\bar{x}	3.91	4.07	3.63	3.81
	n	10	10	10	10
	Ss	0.60	0.57	0.94	0.70
	Sh	± 0.18	± 0.18	± 0.29	± 0.22
	t	0.64	$p > 0.05$	0.49	$p > 0.05$
REMANIUM	\bar{x}	3.54	3.62	2.67	2.91
	n	10	10	10	10
	Ss	0.74	0.67	1.26	0.91
	Sh	± 0.23	± 0.21	± 0.40	± 0.29
	t	0.26	$p > 0.05$	0.48	$P > 0.05$
WIRON 88	\bar{x}	3.38	3.83	2.13	3.74
	n	10	10	10	10
	Ss	0.51	0.38	0.56	0.48
	Sh	± 0.16	± 0.12	± 0.17	± 0.15
	t	2.25	$p < 0.05$	7.31	$p < 0.01$

\bar{x} : Aritmetik Ortalama
n: Örnek Sayısı
Ss: Standart Sapma
Sh: Standart Hata
t: t değeri

Tablo 3: 14 gün ve 1 gün sonunda iki simanın diş-metal yüzeyler arasındaki bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması.

Tablo 3' de görüldüğü gibi iki simanın da 14 gün sonraki bulguları, 1 gün bulgularından düşüktür. Polikarboksilat simanın 14 gün sonraki döküm başlıklar ile dişler arasındaki çekme bağlanma dayanımı düşmüştür. Bu düşme Wiron 88'den hazırlanan restorasyonlar için istatistiksel açıdan anlamlı iken ($p < 0.05$), Gold EWL ve Remanium'dan dökülen başlıklar için anlamlı değildir ($P > 0.05$). Cam iyonomer simanın da, 14 gün sonraki çekme bağlanma dayanımı kullanılan tüm dental alaşımından hazırlanan restorasyonlarda düşme göstermiştir. Bu düşme yine Wiron 88 hazırlanan

örneklerde istatistiksel açıdan anlamlı olurken ($p < 0.01$), diğer alaşımlardan hazırlanan başlıklar için anlamlı değildir ($p > 0.05$).

Tablo 4'de ise polikarboksilat (Poly-F Plus) ve cam iyonomer (Aqua-Cem) simanların, diş ve döküm başlıklara gösterdikleri çekme bağlanma dayanımları karşılaştırılmaktadır.

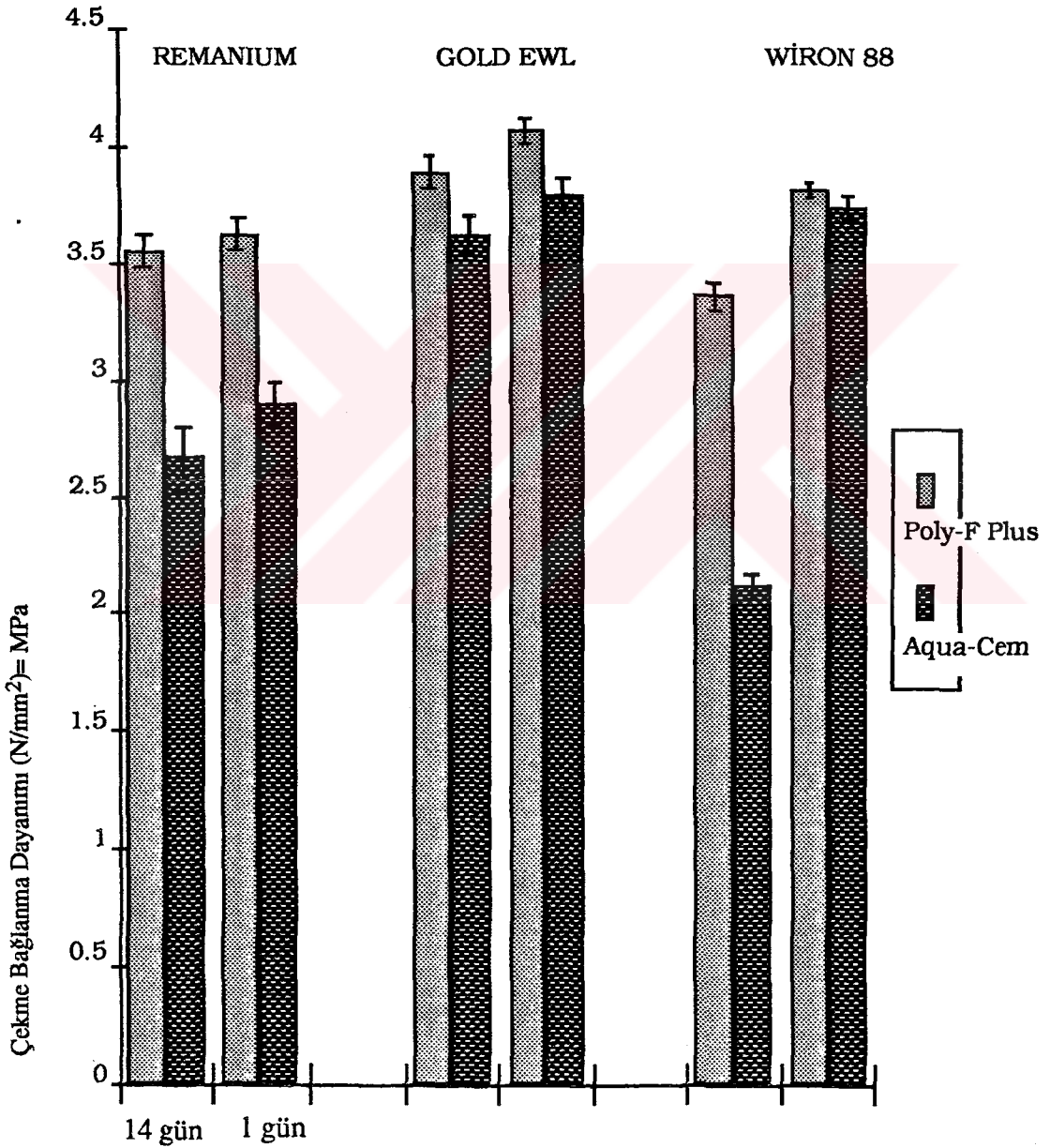
Tabloda görüldüğü gibi, Poly-F Plus'la simante edilen tüm restorasyonların çekme bağlanma dayanımları, Aqua-Cem ile simante edilen restorasyonlardan büyük çıkmıştır. Ancak Gold EWL ve Remanium alaşımları ile dökülen restorasyonların 14 gün sonraki çekme bağlanma dayanımları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değilken ($p > 0.05$), Wiron 88 metali için fark istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p < 0.01$). Yine 1 gün su içinde bekletildikten sonra ölçülen, Gold EWL, Remanium ve Wiron 88 dental alaşımları ile dökülen restorasyonların Poly-F ile simante edildiklerinde

		14 GÜN		1 GÜN	
		Poly.F Plus	Aqua-Cem	Poly.F Plus	Aqua-Cem
		MPa	MPa	MPa	MPa
GOLD EWL	\bar{x}	3.91	3.63	4.07	3.81
	n	10	10	10	10
	Ss	0.60	0.94	0.57	0.70
	Sh	± 0.18	± 0.29	± 0.18	± 0.22
	t	0.82	$p > 0.05$	0.92	$p > 0.05$
REMANIUM	\bar{x}	3.54	2.67	3.62	2.91
	n	10	10	10	10
	Ss	0.74	1.26	0.67	0.91
	Sh	± 0.23	± 0.40	± 0.21	± 0.29
	t	1.89	$p > 0.05$	2.02	$P > 0.05$
WIRON 88	\bar{x}	3.38	2.13	3.83	3.74
	n	10	10	10	10
	Ss	0.51	0.56	0.38	0.48
	Sh	± 0.16	± 0.17	± 0.12	± 0.15
	t	5.43	$p < 0.01$	0.47	$p > 0.05$

Tablo 4: Polikarboksilat ve cam iyonomer simanların diş-metal yüzeyler arasındaki bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması.

çekme bağlanma dayanımları Aqua-Cem ile simante edilen restorasyonlardan büyük çıkmıştır. Ancak aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).

Grafik 1'de Poly-F Plus ve Aqua-Cem ile dişlere simante edilen Remanium, Gold EWL ve Wiron 88 alaşımlarından yapılan restorasyonlar arasındaki 1 gün ve 14 gün sonraki çekme bağlanma dayanımları görülmektedir.



Grafik I: Poly - F Plus ve Aqua- Cem ile dişlere simante edilen döküm başlıkların 14 gün ve 1 gün 37°C de su içinde bekletildikten sonraki çekme bağlanma dayanımları.

İki simanın metal- metal yüzeyler arasındaki çekme bağlanma dayanımları kare yüzeyler karşılıklı yapıştırıldıktan sonra yine 14 gün ve 1 gün 37°C de su içinde bekletildikten sonra ölçüldü. Bu sonuçlar Tablo 5'de verilmiştir. Diş ve döküm başlıklar arasında olduğu gibi bunlarda da kullanılan tüm metal alaşımların da iki simanında 14 gün sonraki çekme bağlanma dayanımları, 1 gün sonraki çekme bağlanma dayanımlarından düşüktür. Bu düşme polikarboksilat simanın Gold EWL ile hazırlanan örnekler gösterdiği bağlanmada istatistiksel açıdan anlamlı olurken ($p<0.05$), diğer iki alaşımdan hazırlanan örnekler için anlamlı bulunmadı ($p>0.05$). Cam iyonomer simanın da 14 gün sonuçları, 1 gün sonuçlarından düşük bulundu. Sonuçlardaki düşme kullanılan tüm metal alaşımlarında istatistiksel açıdan anlamlıdır ($P<0.01$, $p<0.05$, $p<0.01$).

		POLY-F PLUS		AQUA-CEM	
		14 gün	1 gün	14 gün	1 gün
		MPa	MPa	MPa	MPa
GOLD EWL	\bar{x}	1.29	2.04	0.81	1.86
	n	5	5	5	5
	Ss	0.29	0.50	0.08	0.39
	Sh	± 0.13	± 0.22	± 0.03	± 0.17
	t	2.94	$p<0.05$	6.17	$p<0.01$
REMANIUM	\bar{x}	2.48	2.85	1.98	3.23
	n	5	5	5	5
	Ss	0.38	0.45	0.49	1.03
	Sh	± 0.17	± 0.20	± 0.22	± 0.46
	t	1.42	$p>0.05$	2.50	$P<0.05$
WIRON 88	\bar{x}	1.08	1.41	0.81	2.93
	n	5	5	5	5
	Ss	0.17	0.40	0.42	0.57
	Sh	± 0.08	± 0.17	± 0.18	± 0.25
	t	1.83	$p>0.05$	6.88	$p<0.01$

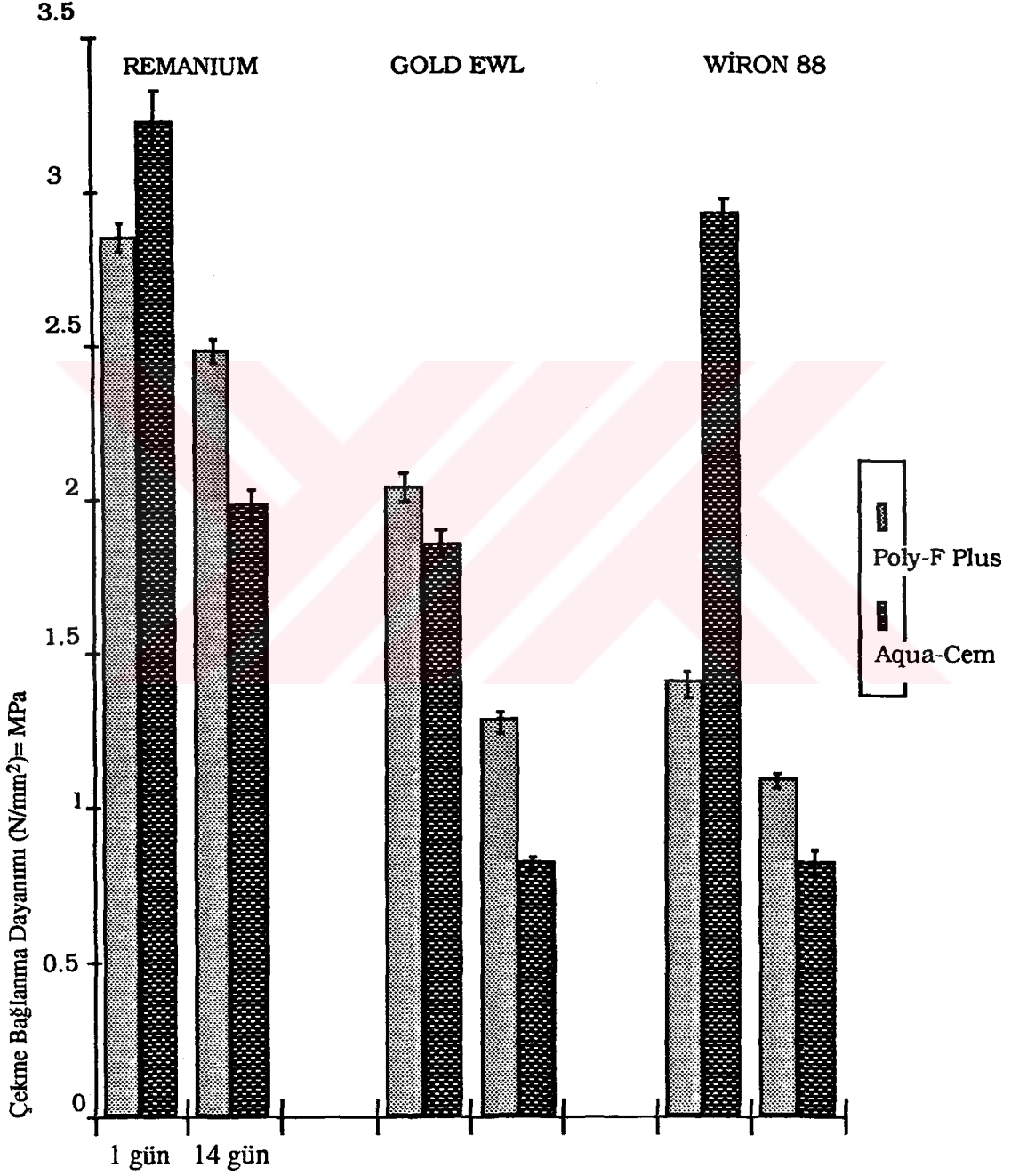
Tablo 5: 14 gün ve 1 gün sonunda iki simanın metal- metal yüzeyler arasındaki çekme bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması.

Polikarboksilat (Poly-F Plus) ve cam iyonomer (Aqua-Cem) simanın kare şeklindeki metal örnekler arasındaki çekme bağlanma dayanımları Tablo 6' da karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Tablodan da görüldüğü gibi 14 gün sonunda Poly-F Plus, üç dental alaşımından hazırlanan kare yüzeylere Aqua-Cem 'den daha iyi bağlanma dayanımı göstermektedir. Aradaki fark Remanium ve Wiron 88'den hazırlanan örneklerde anlamlı değilken ($p>0.05$), Gold EWL alaşımından hazırlanan kare yüzeylerde istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$). 1 gün sonuçları incelendiğinde Poly-F Plus'ın Gold EWL örneklerine bağlanması, Aqua-Cem'den daha yüksektir. Ancak aradaki fark istatistiksel açıdan anlamlı değildir ($P>0.05$). Remanium ve Wiron 88 alaşımlarından hazırlanan kare örneklerine Aqua-Cem daha yüksek bağlanma göstermiştir. Bu simanın Remanium örneklerine gösterdiği yüksek bağlanma istatistiksel açıdan anlamlı değilken ($p>0.05$), Wiron 88 örnekler için istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p<0.01$).

		14 GÜN		1 GÜN	
		Poly.F Plus	Aqua-Cem	Poly.F Plus	Aqua-Cem
		MPa	MPa	MPa	MPa
GOLD EWL	\bar{x}	1.29	0.81	2.04	1.86
	n	5	5	5	5
	Ss	0.29	0.08	0.50	0.39
	Sh	± 0.13	± 0.03	± 0.22	± 0.17
	t	3.60	$p<0.05$	0.62	$p>0.05$
REMANIUM	\bar{x}	2.48	1.98	2.85	3.23
	n	5	5	5	5
	Ss	0.38	0.49	0.45	1.03
	Sh	± 0.17	± 0.22	± 0.20	± 0.46
	t	1.85	$p>0.05$	0.76	$P>0.05$
WIRON 88	\bar{x}	1.08	0.81	1.41	2.93
	n	5	5	5	5
	Ss	0.17	0.42	0.40	0.57
	Sh	± 0.08	± 0.19	± 0.17	± 0.25
	t	1.28	$p>0.05$	5.06	$p<0.01$

Tablo 6: Polikarboksilat ve cam iyonomer simanın metal- metal yüzeylere bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması.

Grafik 2'de polikarboksilat ve cam iyonmer simanlar ile yapıştırılan kare metal yüzeylerin 1 gün ve 14 gün 37°C'de su içinde bekletildikten sonraki çekme bağlanma dayanımları verilmiştir.



Grafik 2: Poly-F Plus ve Aqua-Cem ile simante edilen kare metal- metal yüzeylerin 37°C de 1gün ve 14 gün su içinde bekletildikten sonraki çekme bağlanma dayanımları.

İki simanın çekme bağlanma dayanımlarının ölçüldüğü deneylerde, uygulanan yük ve buna bağlı olarak da meydana gelen yer değişikliğinin (Load/Displacement) grafiği incelendiğinde şu bulgular tespit edildi:

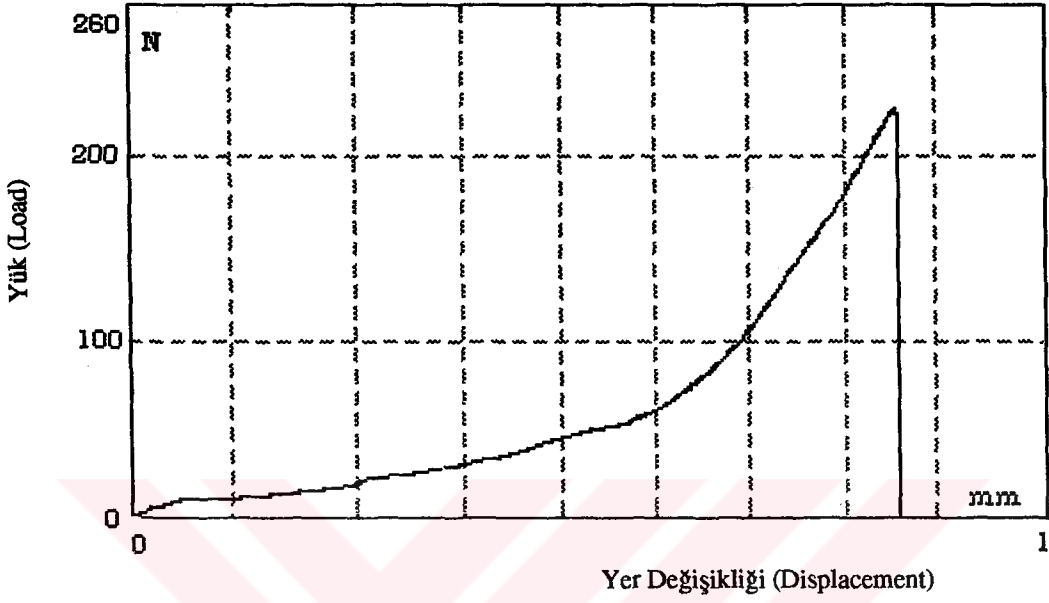
Cam iyonomer simanla simante edilen metal- metal kare yüzeylerin çekme deneyinde; yük ve yüke bağlı olarak meydana gelen yer değişikliğinin grafiği incelendiğinde, kuvvet, belli bir noktaya ulaşana kadar malzemede şekil değişikliği meydana gelmekte ve kuvvet belli bir noktaya ulaştığında simanda kırılma olmaktadır. Sonra iki yüzey hemen birbirinden ayrılmaktadır (Grafik 3). Cam iyonomer simanla yapıştırılan üç dental alaşımdan hazırlanan kare yüzeyler çekme deneyinde aynı tip grafiği çizmişlerdir.

Polikarboksilat siman da, çoğunlukla metal- metal kare yüzeylerde benzer grafiği çizecek şekilde bir kopma göstermektedir (Grafik 4). Ancak polikarboksilat siman nadir de olsa bazen farklı bir eğri çizmiştir (Grafik 5). Grafikde görüldüğü gibi kuvvet belli bir noktaya geldiğinde kısmen kırılma olmuş ancak yüzeyler hemen birbirinden ayrılmamış, simanda tekrar bir kayma (creep) meydana gelmiştir. Yük artımı ve plastik deformasyon yüzeyler tamamen birbirinden ayrılanaya kadar devam etmiştir.

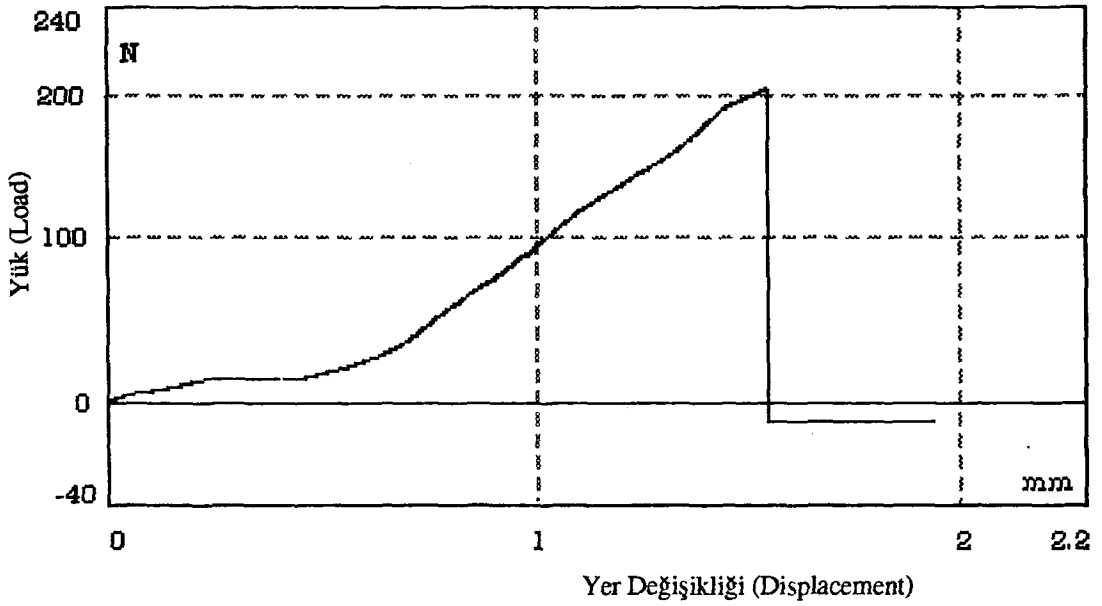
İki simanın kopma yüzeyleri incelendiğinde koheziv ve bazen de koheziv-adheziv tipde bir ayrılma göstermişlerdir. Yani ayrılan metal yüzeylerde ya tamamen ya da kısmen siman kaldığı gözlenmiştir (Resim 10, 11, 12, 13).

Simanların diş ve döküm başlıkları arasında gösterdiği bağlanmanın kopma grafikleri incelendiğinde de; cam iyonomer siman yine kare şeklindeki metal- metal yüzey arasındaki kopma grafiğine benzer grafik çizmiştir. Kuvvetin sürekli artmasına bağlı olarak malzemede şekil değişikliği olmaktadır. Uygulanan kuvvet belli noktaya ulaştığında da kırılma olmakta ve diş ile restorasyon hemen birbirinden ayrılmaktadır (Grafik 6). Polikarboksilat siman bazen benzer grafik çizmekle beraber (Grafik 7), bazen de farklı bir grafik çizmiştir (Grafik 8). Grafikten de izlendiği gibi kırılmadan sonra restorasyon hemen diştten ayrılmamıştır. Kuvvetin artmaya başlamasıyla simanda bir miktar kayma ve bir miktarda ayrılma görülmüştür. Sonra kuvvetin tekrar artması ile yine kayma ve ayrılma olmuştur. Grafikte de "ayrılma ve kayma" şeklinde bir kopma izlenmektedir. Bu kopma grafiği kullanılan tüm metal alaşım türlerinde de görülmüştür.

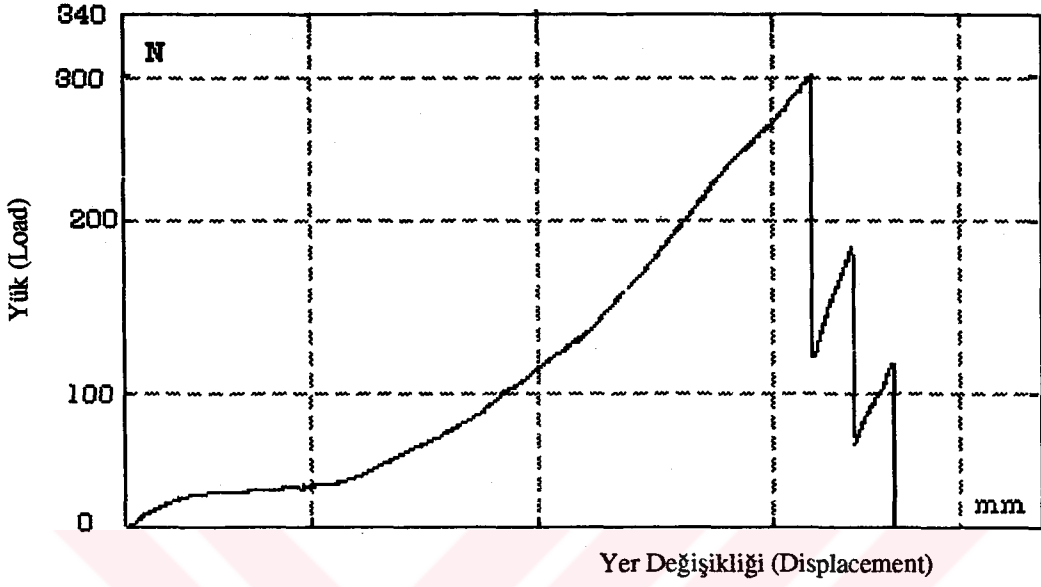
Kopma yüzeyleri incelendiğinde çoğunlukla koheziv - adheziv tipde kopma olduğu ve simanların hem diş hem de restorasyona yapıştığı gözlenmiştir (Resim 14,15).



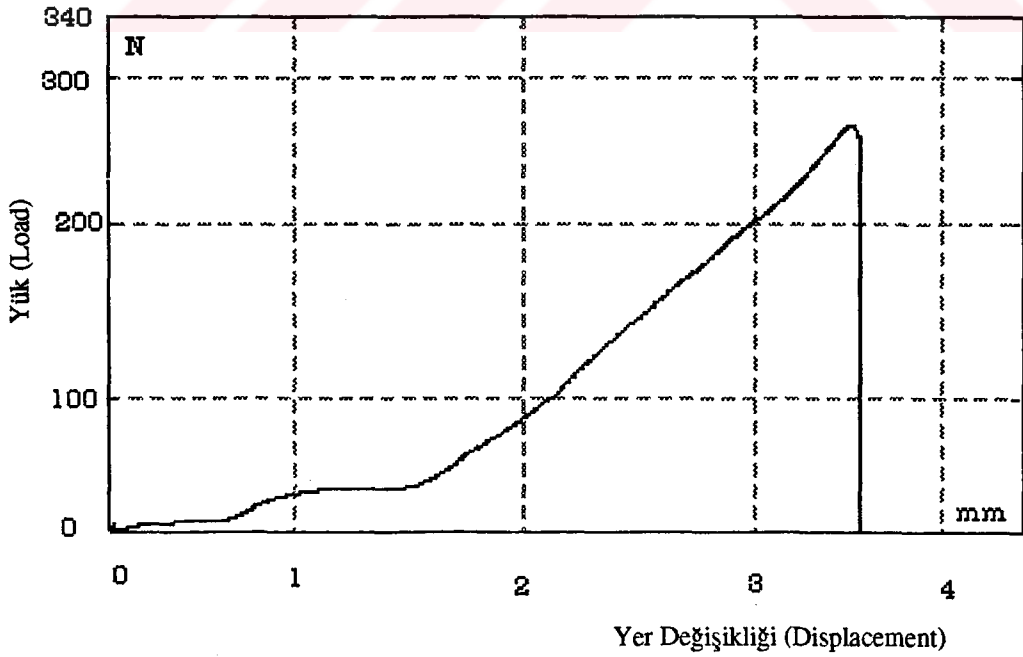
Grafik 3: Cam iyonomer simanla simante edilen kare yüzeylerin kopma grafiği



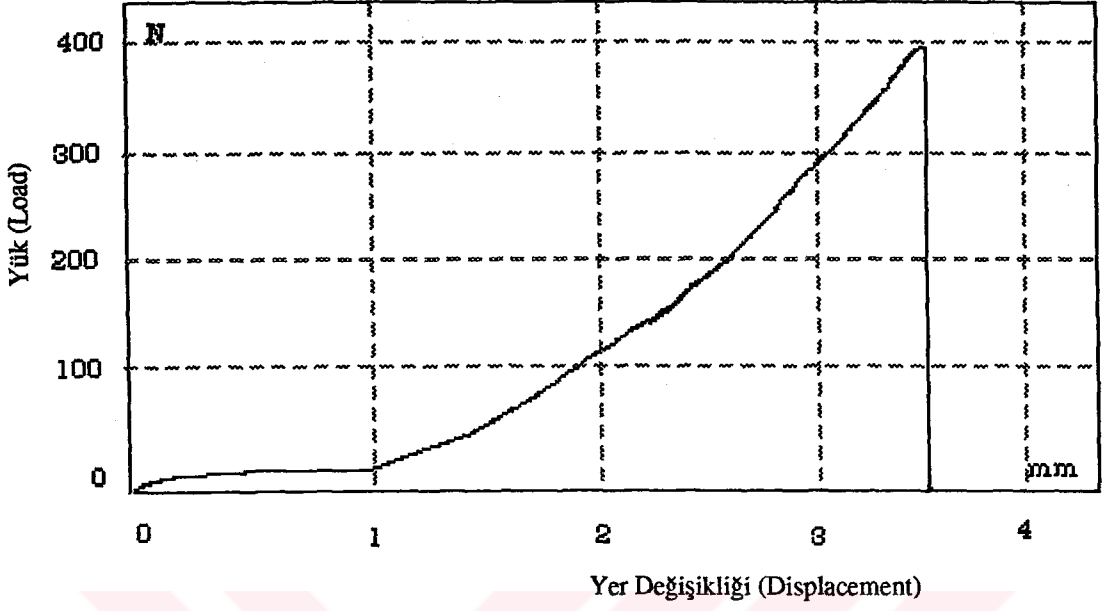
Grafik 4: Polikarboksilat simanın kare yüzeyler arasındaki kopma grafiği.



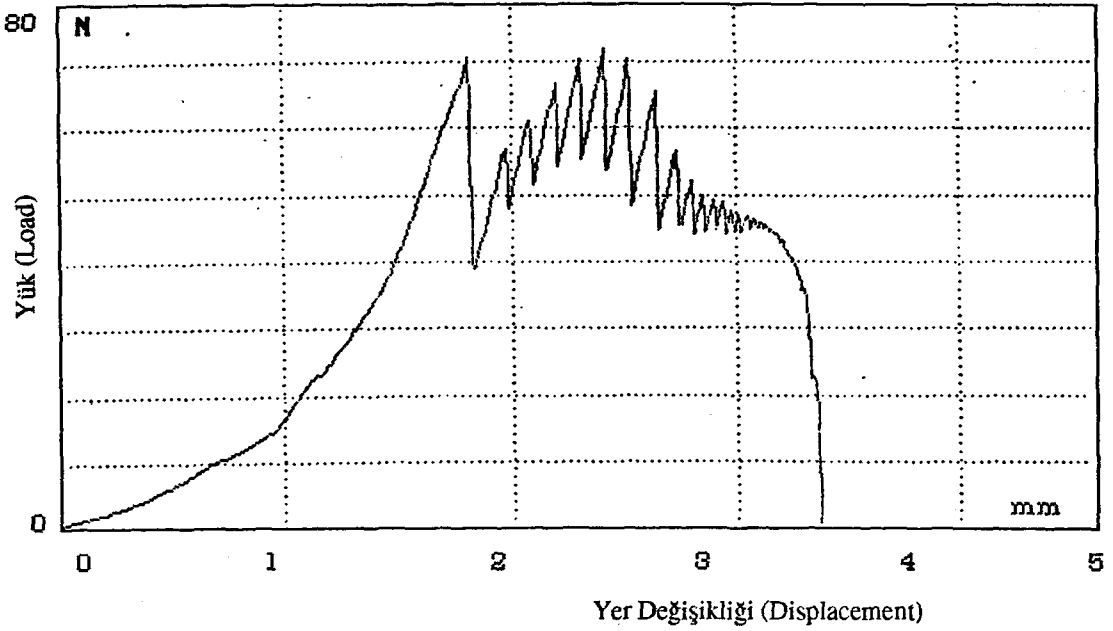
Grafik 5: Polikarboksilat simanın kare yüzeyler arasında gösterdiği 2. tip kopma grafiği.



Grafik 6: Cam iyonomer simanla simante edilen diş-döküm başlıkların kopma grafiği.



Grafik 7: Polikarboksilat simanla simante edilen dış-döküm başlıkların gösterdiği 1. tip kopma grafiği



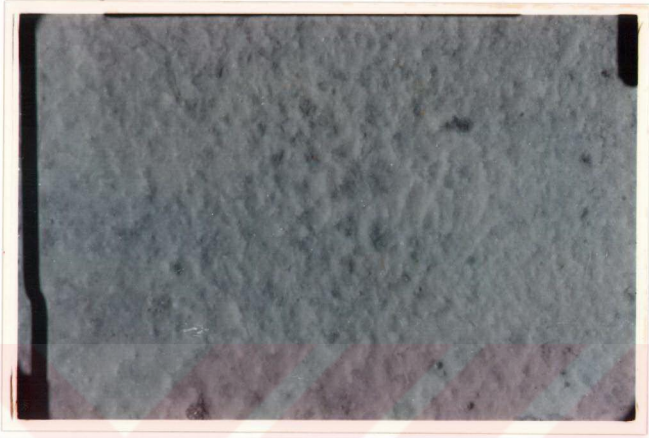
Grafik 8: Polikarboksilat simanla simante edilen dış - döküm başlıkların gösterdiği 2. tip kopma grafiği



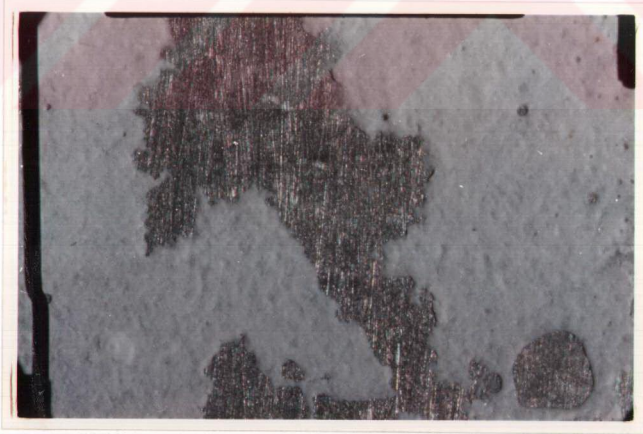
Resim 10: Polikarboksilat simanın (Poly-F Plus) metal yüzeylerdeki koheziv tipdeki kopması (x16).



Resim 11: Polikarboksilat simanın (Poly-F Plus) metal yüzeylerdeki koheziv / adheziv tipdeki kopması (x16)



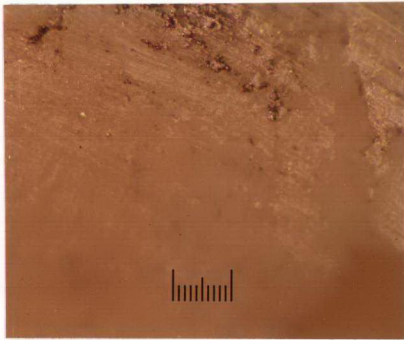
Resim 12: Cam iyonomer simanın (Aqua - Cem) metal yüzeylerdeki koheziv tipdeki kopması (x16).



Resim 13: Cam iyonomer simanın (Aqua-Cem) metal yüzeylerdeki koheziv / adheziv tipdeki kopması (x16).



Resim 14: Diş yüzeyinde simanın (Poly-F Plus) koheziv / adheziv tipdeki kopması (x16).



Resim 15: Diş yüzeyindeki simanın (Poly-F Plus) koheziv / adheziv tipdeki kopması (x100)

Polikarboksilat ve cam iyonomer simanın üç farklı dental alaşımından hangisine daha iyi bağlandığı incelendiğinde, iki siman da hem diş-metal yüzeyler, hem de metal- metal yüzeyler arasında iki porselen alaşımdan Remanium alaşımına gösterdikleri çekme bağlanma dayanımı Wiron 88'den daha yüksek olmuştur. Yalnız diş-metal yüzeyler arasındaki 1 gün sonundaki çekme bağlanma dayanımı Wiron 88'de, Remanium'a göre yüksek olmuş ancak bu değerler, hem polikarboksilat siman, hem de cam iyonomer simanda istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$). Diğer tüm bağlanmalarda simanların Remanium'a bağlanması Wiron 88'den fazladır (Tablo 7'de görülmektedir).

		1 GÜN				14 GÜN			
		Metal - Metal		Diş - Metal		Metal - Metal		Diş - Metal	
		Remanium	Wiron 88	Remanium	Wiron 88	Remanium	Wiron 88	Remanium	Wiron 88
		MPa	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa
POLY-F PLUS	\bar{x}	2.85	1.41	3.62	3.83	2.48	1.08	3.54	3.38
	n	5	5	10	10	5	5	10	10
	Ss	0.45	0.40	0.67	0.38	0.38	0.17	0.74	0.51
	Sh	± 0.20	± 0.17	± 0.21	± 0.12	± 0.17	± 0.08	± 0.23	± 0.16
	t	3.89	$P<0.05$	0.48	$P>0.05$	5.18	$P<0.01$	0.32	$P>0.05$
	AQUA-CEM	\bar{x}	3.23	2.93	2.91	3.74	1.98	0.81	2.67
	n	5	5	10	10	5	5	10	10
	Ss	1.03	0.57	0.91	0.48	0.49	0.42	1.26	0.56
	Sh	± 0.46	± 0.25	± 0.29	± 0.15	± 0.22	± 0.18	± 0.40	± 0.17
	t	0.88	$P>0.05$	1.45	$P>0.05$	2.72	$P<0.05$	0.70	$P>0.05$

Tablo 7: Polikarboksilat ve cam iyonomer simanın Remanium ve Wiron 88 alaşımlarına gösterdiği çekme bağlanma dayanımları (Diş-metal ve metal-metal yüzeylerde).

14 gün sonunda diş-döküm başlıklar arasındaki iki simanın da Remanium döküm başlıklara daha yüksek çekme bağlanma dayanımı göstermesi istatistiksel açıdan anlamlı değildir ($P>0.05$). Oysa metal-metal kare yüzeyler arasında simanların 14 gün sonundaki Remanium'a, Wiron 88'den daha fazla çekme bağlanma dayanımı göstermesi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.01$, $p<0.05$). Yine 1 gün sonunda da iki simanda metal-metal

yüzeyler arasında Remanium'a daha yüksek bağlanma göstermiştir. Bu yüksek bağlanma polikarboksilat siman için anlamlı iken ($p < 0.05$), cam iyonomer siman için anlamlı değildir ($p > 0.05$).

Tablo 8'de iki simanın Remanium ve Gold EWL dental alaşımlarına gösterdikleri çekme bağlanma dayanımları verilmiştir. İki simanında 14 gün sonra Remanium kare yüzeylerde Gold EWL metaline göre gösterdiği daha yüksek çekme bağlanma dayanımı istatistiksel açıdan anlamlı bulundu ($p < 0.01$). Ancak 1 gün sonundaki Remanium metalinden hazırlanan kare yüzeylere Gold EWL'den hazırlanan örneklere göre gösterdikleri daha yüksek bağlanma istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0.05$).

		1 GÜN				14 GÜN			
		Metal - Metal		Diş - Metal		Metal - Metal		Diş - Metal	
		Remanium	Gold EWL	Remanium	Gold EWL	Remanium	Gold EWL	Remanium	Gold EWL
		MPa	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa
POLY-F PLUS	\bar{x}	2.85	2.04	3.62	4.07	2.48	1.29	3.54	3.91
	n	5	5	10	10	5	5	10	10
	Ss	0.45	0.50	0.67	0.57	0.38	0.29	0.74	0.60
	Sh	± 0.20	± 0.22	± 0.21	± 0.18	± 0.17	± 0.13	± 0.23	± 0.18
	t	1.84	$P > 0.05$	0.91	$P > 0.05$	3.83	$P < 0.01$	0.69	$P > 0.05$
AQUA CEM	\bar{x}	3.23	1.86	2.91	3.81	1.98	0.81	2.67	3.63
	n	5	5	10	10	5	5	10	10
	Ss	1.03	0.39	0.91	0.70	0.49	0.08	1.26	0.94
	Sh	± 0.46	± 0.17	± 0.29	± 0.22	± 0.22	± 0.03	± 0.40	± 0.29
	t	1.87	$P > 0.05$	1.40	$P > 0.05$	3.54	$P < 0.01$	1.10	$P > 0.05$

Tablo 8: Polikarboksilat ve cam iyonomer simanın Remanium ve Gold EWL alaşımlarına gösterdiği çekme bağlanma dayanımları (Diş-metal ve metal - metal yüzeylerde).

Diş-metal yüzeyler arasında ise yine her iki simanda hem 1 gün hem de 14 gün sonra Gold EWL alaşımına daha yüksek çekme bağlanma dayanımı göstermiştir. Ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P > 0.05$).

Elde edilen bulgulardan genel sonuçlara gidilmek için t testi yanında, varyans analizi (ANOVA) yapıldı. Bulunan F değerleri ve sonuçları Tablo 9'da verilmiştir.

	MPa \bar{x}	F değeri	P değeri
1 Gün	2.94	9.284	<0.05
14 Gün	2.34		
Poly-F Plus	2.83	3.616	>0.05
Aqua-Cem	2.45		
Remanium	Diş-Metal 3.18 ^a	Metal-Metal 2.50 ^a	
Gold-EWL	3.85 ^a	1.50 ^b	
Wiron 88	3.27 ^a	1.55 ^b	

aaa: İstatistiksel olarak fark yoktur.

abb: İstatistiksel olarak fark vardır

Tablo 9: F değeri sonuçları

Tablo 9'da görüldüğü gibi iki simanın 14 gün sonraki çekme bağlanma dayanımı, 1 gün sonraki çekme bağlanma dayanımından düşük bulundu. Fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($P < 0.05$).

Poly-F Plus'ın çekme bağlanma dayanımı, Aqua-Cem'den daha yüksek bulundu. Ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı olmamakla beraber anlamlılık sınırına yakın bulundu ($P = 0.0837$).

Simanların kullanılan üç dental alaşıma gösterdikleri çekme bağlanma dayanımları arasında diş-metal yüzeylerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yok iken, metal- metal yüzeyler arasında Remanium alaşımına, Wiron 88 ve Gold EWL alaşımlarından anlamlı olarak daha yüksek çekme bağlanma dayanımı göstermişlerdir. Varyans analizi sonucu elde edilen bu sonuçlar, t testi sonuçlarını desteklemektedir.

TARTIŞMA

Literatür çalışmaları, polikarboksilat ve cam iyonomer simanların diş dokularına ve bazı dental alaşımlara fiziko-kimyasal bağlanma göstermeleri nedeniyle, mekanik bağlanma gösteren klasik fosfat bağlı simanlara göre döküm kronların retansiyonu açısından bir avantaj sağladığını ortaya koymaktadır (16,26,35,68,70).

Biz de yaptığımız çalışmada diş dokularına ve metallere aynı tip bağlanma gösteren polikarboksilat ve cam iyonomer simanın, diş-metal ve metal-metal yüzeyler arasındaki retansiyonunu inceledik.

Simantasyon maddesi ile diş dokusu arasındaki kimyasal bağlanma sabit restorasyonların retansiyonunu önemli ölçüde arttırmaktadır (25). Ancak araştırmalar, bir sabit protezin ağız içindeki retansiyonunda siman maddesinin özellikleri yanında, dişin ve restorasyonun geometrik şeklinin, kesilen dişin yüzey alanının, aksiyal kesim açılarının da önemli faktörler olduğunu göstermektedir (25,26,67,95).

Aksiyal duvarları birbirine paralel olarak ortalama 6°'lik bileşim açısına sahip ve diş morfolojisine uyularak hazırlanan preparasyonların daha tutucu olduğu bildirilmektedir (67, 68, 70, 81).

Yapılan araştırmada premolar dişler kullanılarak 5°'lik birleşim açısı ile standart preparasyonlar ve üzerine standart şekilde restorasyonları hazırlandı. İkinci grup örnekler ise 1x1 cm boyutlarında düz kare yüzeyler olarak hazırlandı.

Simanların tutuculuk özelliklerini karşılaştıran kaynaklarda örneklerin eşit yük altında simante edilmesi ve simanın tam sertliğine ulaşabilmesi için en az 24 saat 37°C de nemli ortamda bekletildikten sonra test edilmesi gerektiği belirtilmiştir (3,6,27,66,75).

Yaptığımız çalışmada eşit yük (5 kg) altında simante ettiğimiz örnekleri 37°C'de 24 saat etüvde distile su içinde beklettik. Sonra kafa hızı 1mm/dak olan NENE M5 Universal Tester çekme aleti ile bağlanma dayanımlarını ölçtük.

Simantasyon sonrası restorasyon kenarlarını ağız sıvılarından tamamen izole etmek mümkün olmadığından, kenarlardan simanın çözünmesi kaçınılmazdır (33,42,48,53,66). Yapılan araştırmalar, polikarboksilat ve cam iyonomer simanların su içindeki çözünürlüklerine bağlı olarak materyallerin sıkışma ve gerilme dayanımları

gibi fiziksel özelliklerinde de azalma olduğunu göstermektedir (9,62,75,78,94,97).

Bu araştırmada simantasyonlardan hemen sonra herhangi bir vernik ile kapamadığımız örneklerin retansiyonunda nasıl bir değişiklik olacağını görmek için 14 gün su içinde beklettikten sonra da ölçümlerini yaptık. Daha önceki çalışmalara uygun olarak cam iyonomer simanda daha fazla olmak üzere, iki simanın da çekme bağlanma dayanımlarında 14 gün su içinde bekledikten sonra bir azalma tespit ettik. Bu bulgu, literatür araştırmalarının gösterdiği sıvı içinde korunmadan bekletilen simanların fiziksel özelliklerindeki (çekme bağlanma dayanımındaki) azalma sonucuna dayandırılabilir.

Yine yapılan çalışmalar, cam iyonomer simanın tam sertliğine ulaşmadan önce, (24 saatten önce) neme hassas olduğunu ve bu yüzden de ilk 24 saat suya dayanıklı verniklerle korunmasının önemli olduğunu göstermiştir (53, 59,71,90,93,101). Çalışmamızda 14 gün sonunda cam iyonomer simanın çekme bağlanma dayanımındaki düşmenin polikarboksilat simandan daha fazla olması da bu çalışmaların sonuçlarına paralellik göstermektedir.

Bu yüzden mekanik dayanım yanında abrazyon ve erozyon etkilerine direnç ile suda çözünmeme dental materyallerden beklenen en önemli özellikler arasındadır (80).

Laboratuvar deneyleri sonucunda cam iyonomer simanın sudaki çözünürlüğü diğer simanlara göre daha yüksek bulunmuştur (16,24,64,70,81). Mitchem ve Gronas, 1978 ve 1981 yıllarında yaptıkları çalışmalarda çinko fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer, silikofosfat ve EBA simanların altı ay süre ile in vivo olarak çözünürlüklerini karşılaştırmışlardır. Araştırmalarında, hemen hemen birbirlerine eşit çözünürlük gösteren cam iyonomer ve silikofosfat simanların test edilen diğer simanlardan çözünürlüklerinin az olduğunu bulmuşlardır (56,57). Bu da cam iyonomer simanın, su içinde çözünürlüğünün fazla olmasına karşın, asit ortamda (laktik asit gibi) daha dirençli olmasına bağlanabilir (19,28,80).

1991 yılında Mash ve arkadaşları, aynı konuda yaptıkları çalışmalarında, yeni çekilmiş molar dişleri tam döküm kronlar için prepare etmişler ve döküm restorasyonları daimi simantasyon malzemeleri olan çinko fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer ve resin simanları ile geçici simantasyon malzemesi olan çinko oksit ojenol ile simante

etmişlerdir. Bir, altı ve oniki ay aralıklarla kenar sızıntılarını incelemişlerdir. Çinko fosfat, çinko polikarboksilat ve cam iyonomer simanlar için aynı sonuçları buldukları çalışmalarında, bu simanların daimi simantasyon için uygun olduğunu açıklamışlardır.

Çinko oksit ojenol simanın ise zamanla artan bir sızıntı göstermesi sebebiyle geçici simantasyon için uygun olduğu sonucuna varılmıştır (46).

Laboratuvar çalışmaları, cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonunun ilk aşamasında nemle temas etmesi sonucunda, fiziksel özelliklerinde zayıflama meydana geldiğini göstermiştir. Cam iyonomer simanın bu özelliğinin klinik açıdan önemli bir dezavantajı da simantasyondan sonra dişte aşırı hassasiyet oluşturmasıdır (15,29,34).

Ancak cam iyonomer siman, kaide maddesi ya da dolgu maddesi olarak kullanıldığında, simantasyon malzemesi olarak kullanıldığı kadar çok hassasiyet oluşturmamaktadır (11,88).

Dental simanların fiziksel özelliklerine ait pek çok makalede polikarboksilat simanın çekme tipi kuvvetlere dayanımının, cam iyonomer simandan daha yüksek olduğu belirtilmektedir. Buna karşılık cam iyonomer simanın, sıkışma tipi kuvvetlere karşı dayanımının, polikarboksilat simandan yüksek olduğu açıklanmaktadır (14, 16, 24, 28,70, 81, 103).

Maldonado ve arkadaşları (45) (1978) yaptıkları çalışma sonucunda, polikarboksilat simanın dentine bağlanma dayanımını ortalama 305 psi, cam iyonomer simanın bağlanma dayanımını ise ortalama 235 psi olarak açıklamışlardır. Yine aynı araştırmada ısı sirkülasyonu ile cam iyonomer simanın dentine gösterdiği bağlanma dayanımı ortalama 130 psi düşerken, bu azalmanın polikarboksilat siman için 120 psi olduğu bulunmuştur.

Craig (16) (1989) cam iyonomer simanın dentine bağlanma dayanımının, çinko polikarboksilat simandan daha düşük olduğunu bildirmiştir. Bunun sebebi de cam iyonomer simanın sertleşme sırasında neme hassas olmasıdır.

Ancak daha öncede belirtildiği gibi, yapılan çalışmalarda sabit restorasyonunun tutuculuğunda preparasyon ve restorasyonun geometrik şekli yanında simanın elastik modülü, sıkışma dayanımı gibi fiziksel özelliklerinin de önemli olduğu ifade edilmiştir (26,48,63,66).

Omar (68) 1988 yılında yaptığı çalışmada, simanların retantif özelliklerini karşılaştırmıştır. Çinko fosfat simanın retansiyonunu 162 N/mm^2 bulurken, cam iyonomer simanlarınkini (Chembond, Fuji ve Ketac-Cem) sırasıyla 2.31, 2.71 ve 2.71 N/mm^2 olarak bulmuştur. Polikarboksilat siman olan Durelon'un retansiyonu ise 2.02 N/mm^2 olarak ifade edilmiştir.

1989 yılında Black yaptığı çalışmada, kompozit esash siman olan Panavia-Ex'in retansiyonunu (252 N) en yüksek bulurken, bunu cam iyonomer simanlardan Aqua-Cem (229 N) izlemiştir. Diğer cam iyonomer siman Ketac Bond ise, Vivadent polikarboksilat siman ile aynı retansiyonu (170 N) göstermiştir. Bunları da diğer polikarboksilat siman Poly-F Plus (113 N) izlemiştir (6).

Biz de çalışmamızda cam iyonomer siman Aqua - Cem'in retansiyonunu 2.45 N/mm^2 olarak elde ederken, polikarboksilat siman olan Poly-F Plus'un retansiyonunu 2.83 N/mm^2 olarak bulduk. Bu iki değer arasında anlamlılık sınırına yakın olmakla beraber istatistiksel açıdan anlamlı bir fark yoktur. Bu bulgumuzda örnekleri yapıştırdıktan hemen sonra (5 dakika sonra) su içine atmamız nedeniyle, özellikle sertleşme reaksiyonunun ilk aşamalarında suya daha hassas olan cam iyonomer simanın fiziksel özelliklerinin etkilenip, çekme bağlanma dayanımında azalmanın daha çok olduğunu düşünürüz.

Klinikde sabit restorasyonların simantasyondan sonra taşan simanın uzaklaştırılmasıyla nemli ortama maruz kaldıkları düşüncesiyle bizde çalışmada örnekleri simantasyondan hemen sonra distile suya attık.

Finger (28) (1983), üç cam iyonomer simantasyon materyali (Chem Bond, Fuji İyonomer Tıp 1 ve Ketac - Cem) ile çinko fosfat (Tenet) ve polikarboksilat simanın (Durelon) fiziksel özelliklerini karşılaştırdığı çalışmasında benzer şekilde simantasyondan 15. dakika sonra örnekleri suya atmıştır. Finger bu çalışmada Durelon'un çekme bağlanma dayanımını en yüksek bulmuştur. Bunun Fuji İyonomer, Ketac- Cem ve Chem- Bond izlemiştir. Fosfat simanla hazırlanan örneklerin ise 7 gün su içinde kaldıktan sonra kendiliklerinden dentinden ayıldıkları gözlenmiştir. Finger aynı çalışmasında simanların retantif özelliklerini de incelemiştir. Bu çalışması sonucunda da Chem - Bond en yüksek retansiyonu gösterirken bunu Durelon, Fuji İyonomer, Ketac-Cem ve Tenet izlemiştir.

Yapılan çalışmalar aynı siman türlerinde kullanılan markaya bağlı olarak da materyalin özelliklerininin değişeceğini göstermektedir (6,78,80).

Çalışmamızda, simanların hangi tip dental alaşımına daha iyi bağlandığını anlamak için üç tip dental alaşımı kullandık.

Önceki araştırmalar, polikarboksilat simanın saf altına iyi bağlanmadığı halde kimyasal olarak aktif paslanmaz çelik, pirinç, gümüş- kalay, çinko ve nikel-krom alaşımlarına oldukça iyi bağlandığını göstermektedir (2,32,79).

Yine çalışmalar, polikarboksilat simanın nikel- krom alaşımlarına, gümüş- palladyum alaşımlarından daha iyi çekme bağlanma dayanımı gösterdiklerini ortaya koymuştur (10,79,16).

1976 yılında Saito ve arkadaşları yaptıkları çalışmada polikarboksilat simanın nikel- krom alaşımına, altın ve gümüş - palladyum alaşımlarından daha yüksek çekme bağlanma dayanımı gösterdiklerini açıklamışlardır (79).

1985 yılında Chan ve arkadaşları nikel-krom ve gümüş palladyum alaşımından hazırladıkları düz metal yüzeyleri çinko fosfat, polikarboksilat ve kuvvetlendirilmiş ZnOE simanla yapıştırdıktan sonra çekme bağlanma dayanımlarını ölçmüşlerdir. Her iki metal alaşımından hazırlanan yüzeylerde polikarboksilat siman incelenen diğer tüm simanlardan daha iyi bağlanma göstermiştir. Ayrıca polikarboksilat siman krom-nikel alaşımlarına, gümüş-palladyum alaşımından daha iyi bağlanma göstermiştir (10).

Araştırmalar, polikarboksilat siman gibi cam iyonomer simanında soy metallere zayıf bağlanma gösterirlerken, nikel-krom, çelik, kalay ve oksit ile kaplanmış platin ve altın yüzeylere daha iyi bağlanma gösterdiğini ortaya koymuştur (16, 36, 47, 52, 53).

Çalışmamızda metal- metal yüzeyler arasında simanların porselen alaşımlarından Remaniuma 2.50 N/mm^2 çekme bağlanma dayanımı gösterirken, Wiron 88 ve Gold EWL alaşımlarına ise sıra ile 1.55 N/mm^2 ve 1.50 N/mm^2 çekme bağlanma dayanımı gösterdiklerini tespit ettik. Remanium ve Wiron 88 alaşımları yüzdelerinde fark olmakla beraber nikel ve krom içermektedirler. Gold EWL alaşımı ise gümüş- palladyum ve çok az miktarda altın içermektedir. Ancak bunun yanında kalay ve çinko da ihtiva etmektedir. Simanların Remanium metaline daha yüksek bağlanma göstermesi ve bunu Wiron 88'in izlemesi, önceki çalışmaların simanların nikel- krom alaşımlarına bağ-

lanmalarının daha iyi olması sonucuna uygun düşmektedir. Ancak diş ve üç dental alaşımından hazırlanan döküm başlıkların çekme bağlanma dayanımları arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark tespit edemedik. Simanlar diş ve Gold EWL 'den dökülen başlıklar arasında 3.85 N/mm^2 çekme bağlanma dayanımı gösterirken Remanium ve Wiron 88' den hazırladığımız başlıklara ise sıra ile 3.81 N/mm^2 ve 3.27 N/mm^2 çekme bağlanma dayanımı göstermişlerdir.

Çalışmada özellikle diş ve döküm başlıklar arasında olmak üzere simanların Gold EWL alaşımına da oldukça iyi bağlanma dayanımı gösterdiğini tespit ettik. Simanların bu alaşıma da iyi bağlanma göstermesi, alaşıma aktivite özelliği kazandıran kalay ve çinko içermesine bağlanabilir.

Araştırmamızda iki simanla yapıştırılan metal yüzeyler, çekme deneyinden sonra incelendiğinde, koheziv veya koheziv - adheziv kırılma göstermiştir. Koheziv kırılma sadece simanda olan kırılmadır ve simanın bağlanma dayanımının, simanın gerilme dayanımından daha fazla olduğunu gösterir. Adheziv kırılma ise dentin-siman ya da metal- siman aralığında olan kırılmaları içerir (44,104). Diş ve döküm başlıkların kırılmadan sonra yüzeyleri incelendiğinde ise döküm başlıklar, yine koheziv veya koheziv - adheziv ayrılma göstermiştir. Diş yüzeyinde ise çoğunlukla koheziv - adheziv kopma izlenmiştir.

Bağlanma kuvvetlendikçe çekme deneylerinde kırılma daha çok koheziv olmaktadır. Polikarboksilat ve cam iyonomer simanın kopma yüzeyleri incelendiğinde dentin yüzeylerde koheziv/adheziv ve metal yüzeylerde ise koheziv /adheziv ya da koheziv ayrılma meydana geldiği daha önceki çalışmalarda da görülmüştür (6,36,44,73).

Yine önceki çalışmalarda, polikarboksilat simanın, cam iyonomer simana göre daha esnek ve daha fazla plastik deformasyon gösterdiği belirtilmiştir (8,63,66,93). Bunun yanında cam iyonomer simanın elastik modülü yüksektir, plastik deformasyona dolayısıyla kaymaya karşı dirençlidir (14). Bu da cam iyonomer simanın daha sert ve kırılgan bir malzeme olduğunu gösterir (14,49,93).

Araştırmamızda tespit ettiğimiz diğer bulgu da, iki simanın çekme deneyinde farklı yük/yer değişikliği (load/displacement) grafikleri çizerek kopmasıdır. Cam iyonomer siman, uygulanan yük belli noktaya gelene kadar şekil değişikliği göstermiş ve kuvvet

belli noktaya ulaştığında da siman kırılarak iki yüzey hemen birbirinden ayrılmıştır. Oysa polikarboksilat siman bazen benzer grafik çizmekle beraber, bazen de daha farklı bir grafik çizmiştir.

Polikarboksilat simanın çizdiği ikinci tip grafikde kuvvet belli noktaya ulaştığında simanda kısmen bir kırılma olmuş ve iki yüzey birbirinden ayrılmamıştır. Kuvvet tekrar artmaya başlamış simanda Şekil değişikliği (kayma) ve tekrar bir miktar kırılma olmuştur. Bu yüzeyler ayrılana kadar devam etmiştir. Polikarboksilat simanın bu Şekilde bir eğri çizmesinin elastik modülünün düşük, daha esnek bir malzeme olmasıyla ve daha fazla plastik deformasyon göstermesiyle ilişkili olduğunu düşünebiliriz.

1986 yılında Knibbs ve arkadaşları cam iyonomer (Aqua-Cem) ve polikarboksilat siman (Poly-F Plus) simantasyon materyallerinin klinik başarısını iki yıldan uzun süre değerlendirmişlerdir. Çalışmaları sonucunda iki siman arasında büyük bir fark bulamamışlardır (41).

Brackett ve Metz (7) (1992), yaptıkları çalışmalarında beş yılı aşan bir süre cam iyonomer simanın simantasyon ajanı olarak klinik başarısını 1435 hasta üzerinde gözlemişlerdir. Materyalin pulpa dokusu ile kabul edilebilir bir uyum, mükemmel retansiyon ve düşük oranda ikincil çürük oluşturduğunu göstermişlerdir.

1990 yılında Kuzey Amerika'da yapılan bir çalışmada, kron simantasyonunda dişhekimlerinin %42'sinin cam iyonomer simanı, %33'ünün polikarboksilat simanı % 22'sinin çinko fosfat, %2'sinin resin ve %1'nin ise EBA siman tercih ettikleri görülmüştür (12).

Cam iyonomer siman eğer uygun kullanılırsa rutin simantasyon için iyi bir malzeme olarak düşünülebilir. Fakat prepare edilmiş dişlerde hassasiyet oluşturması ve nem kontrolünün yapılamadığı durumlarda kullanılamaması dezavantajlarıdır (93). Yine bu simanın simantasyon materyali olarak kullanıldığında radiolusent olması da diğer bir dezavantajdır (76, 93).

Polikarboksilat siman, cam iyonomer siman kadar pulpa üzerinde irritasyon oluşturmaz ve simantasyondan sonra dişde hassasiyete neden olmaz. Başlangıç sertleşme reaksiyonu esnasında neme hassas değildir (12). Yine cam iyonomer siman gibi sert bir malzeme değildir ve daha fazla plastik deformasyon gösterir (8,63,66,93). Bu nedenle rutin tek kronların, uzun olmayan köprülerin ve aşırı hassasiyet gösteren dişlerin

simantasyonu için polikarboksilat simanın kullanımı daha uygun olabilir. Uzun köprülerin simantasyonunda sıkışma tipi kuvvetlere dayanımının az olması ve sert bir malzeme olmaması nedeniyle polikarboksilat siman tercih edilmemelidir (12).

Ağızda tek tip kuvvet (çekme, sıkışma tipi kuvvetler gibi) mevcut değildir. Çiğneme esnasında bir restorasyon üzerine gelen yükün üç ana bileşeni vardır. Bunlar:

- a. Dişin uzun aksına paralel gelen kuvvetler.
- b. Döndürücü kuvvetler
- c. Eğici kuvvetlerdir.

Restorasyona gelen bu kuvvetler yapıştırma simanı üzerinde ya normal ya da kesme (shear) tipi kuvvetler olarak etki gösterirler ve daha sonra dişe iletilirler (63).

Laboratuvar deneylerinde ağızda oluşan tüm kuvvetlerin kombinasyonunu oluşturmak ve laboratuvar çalışmaları ile bir malzemenin klinikteki başarısı hakkında kesin bir sonuç elde etmek mümkün olmayabilir. Dental materyallerin başarısını değerlendirmek açısından uzun dönem klinik çalışmaları da büyük önem taşır. Bu nedenle bir malzeme hakkında daha iyi sonuç alabilmek için laboratuvar çalışmaları, klinik çalışmalarıyla desteklenmelidir. Çalışmaların birlikte yürütülmesiyle daha sağlıklı sonuçlar elde edilecektir. Yaptığımız laboratuvar çalışmalarının klinik değerlendirilmesi de ayrı bir araştırma konusudur.

SONUÇ

Polikarboksilat ve cam iyonomer simantasyon malzemelerinin farklı koşullarda metal-metal ve dış - metal yüzeylere bağlanmasının araştırıldığı çalışmada şu sonuçlar elde edildi:

- İncelenen polikarboksilat siman Poly-F Plus, cam iyonomer siman Aqua - Cem'den hem metal-metal hem de dış-metal yüzeylerde daha yüksek retansiyon göstermiştir. Ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P>0.05$).

- Polikarboksilat ve cam iyonomer simanlarla yapılan simantasyondan 5 dakika sonra vernikle örtmeden su içine attığımız örneklerin 14 gün su içinde bekletildikten sonraki retansiyonları, 1 gün sonraki retansiyonlarından düşük bulunmuştur. Bu da her iki simanın su içinde çözünmelerine bağlı olarak fiziksel özelliklerindeki dolayısıyla çekme bağlanma dayanımlarındaki azalmayı göstermektedir. Çekme bağlanma dayanımındaki bu azalma cam iyonomer siman için düz metal - metal kare yüzeyler arasında istatistiksel açıdan anlamlı olmuştur ($P<0.05$). Bu nedenle simantasyondan sonra, sertleşme, reaksiyonunun ilk aşamalarında cam iyonomer simanın mümkün olduğunca nemden uzak tutulması gerekmektedir.

- Dış ve metal yüzeylere aynı şekilde bağlanma gösteren bu iki simanın, çekme deneyinden sonra kopma yüzeyleri incelendiğinde, metal yüzeylerde koheziv ve koheziv-adheziv bir kopma görülmüştür. Dış yüzeyinde ise çoğunlukla koheziv-adheziv tipde kopma izlenmiştir. Bu da araştırmada kullanılan simanların metal yüzeylere dış yüzeylerden daha iyi bağlandığını göstermektedir.

- Simanların kopma grafiği incelendiğinde, Aqua-Cem ile simante edilen örneklerde kuvvet belli noktaya ulaştığında simanın kırılması ile yüzeyler hemen birbirinden ayrılmıştır. Polikarboksilat simanda ise uygulanan yük karşısında daha farklı grafik izlenmiştir. Kuvvet belli noktaya ulaştığında simanda kısmen kırılma ve kayma olmuş fakat yüzeyler tamamen ayrılmamıştır. Kuvvet daha da arttırıldığında, simanda tekrar kırılma ve yer değişimi olmuştur. İki simanın kopma eğrilerindeki değişiklik cam iyonomer simanın daha sert ve kırılğan bir malzeme olduğunu göstermektedir. Polikarboksilat siman ise

uygulanan kuvvet karşısında daha fazla plastik deformasyon göstermektedir. Ağız ortamında simantasyon malzemesinde kısmen kırılma ve plastik deformasyon olup kron ağızdan tamamen çıkmadığında kronun altında ikincil (sekonder) çürükler meydana gelebilecektir.

- Hem polikarboksilat hem de cam iyonomer simanın metal - metal yüzeylerde nikel, krom içeren porselen alaşımı Remanium'a, diğer porselen alaşımı Wiron 88 ve gümüş-palladyum alaşımı Gold EWL'den daha iyi bağlandığı görülmüştür. Buna karşılık iki simanın dişler ile üç tip dental alaşımdan hazırlanan döküm başlıklar arasındaki retansiyonlarında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır.



ÖZET

Bu çalışmada, son yıllarda dişhekimliği kliniklerinde daha çok tercih edilen cam iyonomer ve polikarboksilat simantasyon materyallerinin tutuculuğu farklı koşullarda karşılaştırıldı.

Standart olarak prepare edilen dişlere iki porselen alaşımı (Wiron 88 ve Remanium CS) ve bir gümüş-palladyum alaşımından (Gold EWL-G) hazırlanan döküm başlıklar, cam iyonomer ve polikarboksilat simanla yapıştırıldı. Yine 1x1 cm'lik standart kare düz yüzeylerde aynı alaşımlarla döküldükten sonra iki simantasyon materyali ile yapıştırıldı.

Simantasyondan hemen sonra ağız ortamında kron kenarlarının neme maruz kaldığı düşünülerek yapıştırıldıktan 5 dakika sonra 37°C de distile su içine bırakılan örneklerin 1 ve 14 gün sonra çekme bağlanma dayanımları ölçüldü. 14 gün suda bekletilen örneklerin dayanımlarında azalma tespit edildi. Bu azalma cam iyonomer simanla yapıştırılan örneklerde daha fazla bulundu.

Araştırmada kullandığımız polikarboksilat simanla (Poly-F Plus) yapıştırılan örneklerin çekme tipi kuvvetler karşısındaki retansiyonu, cam iyonomer simanla (Aqua-Cem) yapıştırılan örneklerden yüksek bulundu. Ancak fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P>0.05$).

Simanların, porselen alaşımlarından Remanium CS'ye daha iyi bağlandığı tespit edilirken, diğer porselen alaşımı (Wiron 88) ile gümüş-palladyum alaşımına (Gold EWL-G) bağlanmaları arasında fark bulunamadı.

Polikarboksilat ve cam iyonomer simanların çekme deneyinden sonra kopma yüzeylerinin incelenmesi sonucunda dişlerde koheziv-adheziv kopma gösterirlerken, metal yüzeylerde ise koheziv veya koheziv-adheziv kopma gösterdikleri tespit edildi. Cam iyonomer simanla yapıştırılan örneklerde kuvvet belli noktaya ulaştığında simanın kırılması ile yüzeylerin birbirinden ayrıldığı gözlemlendi. Polikarboksilat simanda ise, uygulanan yük karşısında daha fazla plastik deformasyon görüldü. Bu nedenle tek kron ve uzun olmayan köprülerin rutin simantasyonunda polikarboksilat siman kullanılırken, uzun köprülerde, daha sert ve elastik modülü yüksek cam iyonomer simanın tercih edilmesi daha uygun olacaktır.

SUMMARY

In this study, the retention strength of glass-ionomer, polycarboxylate luting cements that are used preferentially in dental clinics, were compared to each other under various conditions.

After standard teeth preparations, copings were casted on prepared teeth by using two ceramic alloys (Wiron 88 and Remanium CS) and a silver-palladium alloy (Gold EWL-G) and then copings were cemented to teeth with either glass-ionomer or polycarboxylate cements. Additionally, 1x1 cm square flat samples were casted with same alloys and then they were stuck together with either glass-ionomer or polycarboxylate cements.

Due to exposure of crown margins to moisture immediately after cementation in mouth, samples were left in distilled water at 37°C after 5 minutes following cementation and their tensile bond strength values were measured after 1 day and 14 days. The tensile bond strength values of samples which were left in water for 14 days were found reduced than others. This reduction was more in samples which were cemented with glass-ionomer cement.

In this work we found that retention of samples which were cemented with polycarboxylate cement (Poly-F Plus) was higher than retention of samples cemented with glass-ionomer cement (Aqua-Cem). But this value was not statistically significant ($P>0.05$).

It was also found that both cements bonded better to Remanium CS but there was not any difference in bond strength of cements which were applied between ceramic alloys (Wiron 88) and silver-palladium alloys (Gold EWL-G)

The tensile bond strength tests revealed that both polycarboxylate cement and glass-ionomer cement showed cohesive - adhesive type break off in teeth surfaces and either cohesive or cohesive-adhesive type break off in metal surfaces.

During tensile strength test, when load reached to a point samples which were cemented with glass-ionomer separated from each other by the way of cement break.

But polycarboxylate cement showed more plastic deformation against to load,. For this reason, It would be more suitable to use polycarboxylate cement for cementation of single crown and simple three unit bridges. But for long span bridge cementations, glass-ionomer cement would be more suitable because of its high modulus of elasticity and more rigidity.



KAYNAKLAR

1. Abelson, J. (1980) Cementation of cast complete crown retainers. *J. Prosthet. Dent.*, 43, 2, 174-179.
2. Ady, A.B. ,Fairhurst, C.W. (1973) Bond strength of two types of cement to gold casting alloy. *J. Prosthet. Dent.*, 29, 2, 217-219.
3. Anzai M., Hirose H., Imamura, T., Takahashi, T. , Ohashi, M. (1985) Studies on tensile bond strength tests for dental cements - Relationship between measurement conditions and tensile bond strength. *J. Nihon Univ. Sch. Dent.*, 27, 1, 1-12.
4. Atkinson, A.S. , Pearson, G.J. (1985) The evaluation of glass-ionomer cements. *Br. Dent. J.*, 159, 10, 335-337.
5. Barry, T.I., Clinton, D.J. , Wilson, A.D. (1979) The structure of a glass-ionomer cement and its relationship to the setting process. *J. Dent Res.*, 58, 3, 1072-1079.
6. Black, S.M. , Charlton, G. (1989) The retention of gold crowns on human dentine preparations - A comparison of eight cements. *Restorative Dent.*, 5, 2, 39-41.
7. Brackett, W.W., Metz, J.E. (1992) Performance of a glass-ionomer luting cement over 5 years in general practice. *J. Prosthet. Dent.*, 67, 1, 59-61.
8. Branco, R., Hegdahl, T. (1983) Physical properties of some zinc phosphate and polycarboxylate cements. *Acta Odontol. Scand.*, 41, 6, 349-353.
9. Causton, B.E. (1981) The physico-mechanical consequences of exposing glass-ionomer cements to water during setting. *Biomaterials.*, 2, 2, 112-115.
10. Chan, K.C. Boyer, D.B. , Aunan, D.C. (1985) Bond strength of cements to nickel-chromium and silver-palladium alloys. *J. Prosthet. Dent.*, 53, 3, 353-355.
11. Christensen, G.J. (1990) Glass-ionomer as a luting material. *J. Am. Dent. Assoc.*, 120, 1, 59-62.
12. Christensen, G.J. (1991) Dental cements: Are they the weak link? *J. Am. Dent. Assoc.* 112, 12, 63-64.
13. Combe, E.C. (1992) *Notes on Dental Materials*. 6 th. Ed. Churchill Livingstone, Medical Division of Longman Group U.K. Limited .

14. Council on Dental Materials and Devices. (1979) Status report on the glass-ionomer cements. *J. Am. Dent. Assoc.*, 99, 2, 221-226.
15. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment (1984) Reported sensitivity to glass-ionomer luting cements. *J. Am. Dent. Assoc.*, 109, 3, 476.
16. Craig, R.G. (1989) *Restorative Dental Materials* 8th. Ed. The C.V. Mosby Company St. Louis, Baltimore, Toronto.
17. Crisp, S., Lewis, B.G. , Wilson, A.D. (1976 a) Characterization of glass-ionomer cements. 2. Effect of the powder: Liquid ratio on the physical properties. *J. Dent.*, 4, 6, 287-290.
18. Crisp, S., Lewis, B.G. , Wilson, A.D. (1976 b) Glass-ionomer cements: Chemistry of erosion. *J. Dent.*, 55, 6, 1032-1041.
19. Crisp, S., Lewis, B.G. , Wilson, A.D. (1980) Characterization of glass-ionomer cements. 6. A study of erosion and water absorption in both neutral and acidic media. *J. Dent.*, 8, 1, 68-74.
20. Crisp, S., Pringuer, M.A., Wardleworth, D. , Wilson, A.D. (1974) Reactions in glass-ionomer cements. II. An infrared spectroscopic study. *J. Dent.Res.*, 53, 6, 1414-1419.
21. Crisp, S. , Wilson, A.D. (1974 a) Reactions in glass-ionomer cements: I. Decomposition of the powder. *J. Dent. Res.*, 53, 6, 1408-1413.
22. Crisp, S. , Wilson, A.D. (1974 b) Reactions in glass-ionomer cements: III. The precipitation reaction. *J. Dent. Res.*, 53, 6, 1420-1424.
23. Croll, T.P. (1990) Glass-ionomers for infants, children and adolescents. *J. Am. Dent. Assoc.*, 120, 1, 65-68.
24. Current Notes No. 54 (1976) *Dental Materials: Glass-ionomer cement*. *Aust. Dent. J.*, 21, 2, 180.
25. Dahl, B.L. (1978) Effect of cleansing procedures on the retentive ability of two luting cements to ground dentin in vitro. *Acta Odontol. Scand*, 36, 3, 137-142.

26. Dahl, B.L. Oilo, G. (1986) Retentive properties of luting cements: An in vitro investigation. *Dent. Mater.*, 2, 1, 17-20.
27. Fajen, V.B., Duncanson, M.G., Nanda, R.S. Currier G.F., Angolkar, P.V. (1990) An in vitro evaluation of bond strength of three glass-ionomer cements. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, 97, 4, 316-322.
28. Finger, W. (1983) Evaluation of glass-ionomer luting cements. *Scand. J. Dent. Res.*, 91, 2, 143-149.
29. Fitzgerald, M., Heys, R.J., Heys, D.R., Charbeneau, G.T. (1987) An evaluation of a glass-ionomer luting agent: Bacterial leakage. *J. Am. Dent. Assoc.*, 114, 6, 783-786.
30. Godoy-Garcia, F. (1984) Clinical evaluation of the retention of preformed crowns using two dental cements. *J. Pedod.*, 8, 3, 278-281.
31. Going, R.E. , Mitchem, J.C. (1975) Cements for permanent luting: A summarizing review. *J. Am. Dent. Assoc.*, 91, 1, 107-117.
32. Grieve, A.R. (1969) A study of dental cements. *Br. Dent. J.*, 127, 405-410.
33. Griffith, J.R. (1970) Recent advances in dental cementing media. *Aust. Dent. J.*, 15, 288-293.
34. Heys, R.J., Fitzgerald, M., Heys, D.R., Charbeneau, G.T. (1987) An evaluation of a glass-ionomer luting agent: Pulpal histological response. *J. Am. Dent. Assoc.*, 114, 5, 607-611.
35. Horn, H.R. (1983) The current status of dental luting cements. *N.Y. State Dent. J.*, 49, 8, 549-551.
36. Hotz, P., McLean, J.W., Sced, I., Wilson A.D. (1977) The bonding of glass-ionomer cements to metal and tooth substrates. *Br. Dent. J.*, 142, 2, 41-47.
37. Iwaku, M., Takatsu, T. , Fusayama T. (1980) Comparison of three luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, 43, 4, 423-425.
38. Jendresen, M.D. , Trowbridge, H.O. (1972) Biologic and physical properties of a zinc polycarboxylate cement. *J. Prosthet. Dent.*, 28, 3, 264-271.

39. Kent, B.E., Lewis, B.G., Wilson, A.D. (1973) The properties of a glass-ionomer cement. *Br. Dent. J.*, 135, 322-326.
40. Knibbs, P.J. (1988) Glass-ionomer cement: 10 years of clinical use. *J. Oral Rehabil.*, 15,1, 103-115.
41. Knibbs, P.J., Plant, C.G., Shovelton, D.S. (1986) The performance of a zinc polycarboxylate luting cement and a glass-ionomer luting cement in general dental practice. *Br. Dent. J.*, 160, 1, 13-15.
42. Knibbs, P.J., Walls, A.W.G. (1989) A laboratory and clinical evaluation of three dental luting cements. *J. Oral Rehabil.*, 16, 5, 467-473.
43. Lacefield, W.R., Reindl, M.C., Retief, D.H. (1985) Tensile bond strength of a glass-ionomer cement. *J. Prosthet. Dent.*, 53, 2, 194-198.
44. Levine, R.S., Beech, D.R., Garton, B. (1977) Improving the bond strength of polyacrylate cements to dentine. *Br. Dent. J.*, 143, 8, 275-277.
45. Maldonado, A., Swartz, M.L., Phillips, R.W. (1978) An in vitro study of certain properties of a glass-ionomer cement. *J. Am. Dent. Assoc.*, 96, 5, 785-791.
46. Mash, L.K., Beninger, C.K., Bullard, J.T., Staffanou, R.S. (1991) Leakage of various types of luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, 66, 6, 763-766.
47. McCabe, J.F., Jones, P.A., Wilson, H.J. (1979) Some properties of a glass-ionomer cement. *Br. Dent. J.*, 146, 9, 279-281.
48. McComb, D. (1982) Retention of castings with glass-ionomer cement. *J. Prosthet. Dent.*, 48, 3, 285-288.
49. McComb, D., Sirisko, R., Brown, J. (1984) Comparison of physical properties of commercial glass-ionomer luting cements. *Can. Dent. Assoc. J.*, 50, 9, 699-701.
50. McLean, J.W. (1972) Polycarboxylate cements: Five years experience in general practice. *Br. Dent. J.*, 132, 9-15.
51. McLean, J.W., Gasser, O. (1985) Glass-cermet cements. *Quintessence Int.*, 16, 5, 333-343.

52. McLean, J.W., Wilson, A.D. (1977) The clinical development of the glass-ionomer cements. I. Formulations and properties. *Aust. Dent. J.*, 22, 1, 31-36.
53. McLean, J.W., Wilson, A.D., Prosser, H.J. (1984) Development and use of water-hardening glass-ionomer luting cements. *J. Prosthet. Dent.*, 52, 2, 175-181.
54. Meryon, S.D. , Smith, A.J. (1984) A comparison of fluoride release from three glass-ionomer cements and polycarboxylate cement. *Int. Endod. J.*, 17, 1, 16-24.
55. Mızrahi, E. , Smith, D.C. (1969) The bond strength of a zinc polycarboxylate cement. *Br. Dent. J.*, 127, 9, 410-414.
56. Mitchem, J.C. ,Gronas, D.G. (1978) Clinical evaluation of cement solubility. *J. Prosthet. Dent.*, 40, 4, 453-456.
57. Mitchem, J.C. , Gronas, D.G. (1981) Continued evaluation of the clinical solubility of luting cements. *J. Prosthet. Dent.*, 45, 3, 289-291.
58. Moser, J.B., Brown, D.B. , Greener, E.H. (1974) Short-term bond strengths between adhesive cements and dental alloys. *J. Dent. Res.*, 55, 6, 1377-1386.
59. Mount, G.J. (1990) Polyacrylic cements in dentistry. *Am. J. Dent.*, 3, 2, 79-84.
60. Mount, G.J., Makinson, O.F. (1978) Clinical characteristics of a glass-ionomer cement. *Br. Dent. J.*, 145, 3, 67-71.
61. Muzynski, B.L., Greener, E., Jameson, L. , Malone W.F.P. (1988) Fluoride release from glass-ionomers used as luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, 60, 1, 41-44.
62. Negm, M.M., Beech, D.R. , Grant, A.A. (1982) An evaluation of mechanical and adhesive properties of polycarboxylate and glass-ionomer cements. *J. Oral Rehabil.*, 9, 2, 161-167.
63. Oilo, G. (1978) Sealing and retentive ability of dental luting cements. *Acta Odontol. Scand.*, 36, 6, 317-325.
64. Oilo, G. (1991) Luting cements: A review and comparison. *Int. Dent. J.*, 41, 2, 81-88.
65. Oilo, G., Dahl, B.L. , Gjeitanger, R. (1984) Clinical study of two luting cements used on student-treated patients: An interim report. *J. Prosthet. Dent.*, 52, 4, 518-522.

66. Oilo, G. , Espevik, S. (1978) Stress/strain behavior of some dental luting cements. *Acta. Odontol. Scand.*, 36,1, 45-49.
67. Oilo, G. , Jorgensen, K.D. (1978) The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. *J. Oral Rehabil.*, 5, 4, 377-389.
68. Omar, R. (1988) A comparative study of the retentive capacity of dental cementing agents. *J. Prosthet. Dent.*, 60, 1, 35-40.
69. Osborne, J.W., Wolff, M.S. (1991) The effect of powder/liquid ratio on the in vivo solubility of polycarboxylate cement. *J. Prosthet. Dent.*, 66, 1, 49-51.
70. Phillips, R.W. (1991) *Science of Dental Materials*. 9th Ed., W.B. Saunders Company, Harcourt Brace Jananovich, Inc. Philadelphia.
71. Phillips, S. , Bishop, B.M. (1985) An in vitro study of the effect of moisture on glass-ionomer cement. *Quintessence Int.*, 16, 2, 175-177.
72. Phillips, R.W., Swartz, M.L. , Rhodes, B. (1970) An evaluation of a carboxylate adhesive cement. *J. Am. Dent. Assoc.*, 81, 6, 1353-1359.
73. Powis, D.R., Folleras, T., Merson, S.A. , Wilson A.D. (1982) Improved adhesion of a glass-ionomer cement to dentin and enamel. *J. Dent. Res.*, 61, 12, 1416-1422.
74. Prosser, H.J., Powis, D.R., Brant, P. , Wilson, A.D. (1984) Characterization of glass-ionomer cements. 7. The physical properties of current materials. *J. Dent.*, 12, 3, 231-240.
75. Ray, N.J. (1983) Aspects of adhesion in dentistry. Part II: Polycarboxylates and glass-ionomers. *J. Ir. Dent. Assoc.*, 29, 3, 35-39.
76. Reisbick, M.H. (1981) Working qualities of glass-ionomer cements. *J. Prosthet. Dent.*, 46, 5, 525-530.
- 77- Richter, W.A., Mitchem, J.C. , Brown, J.D. (1970) Predictability of retentive values of dental cements. *J. Prosthet. Dent.*, 24, 298-302.
78. Ryan, M.D., Powers, J.M., Johnson, G.H. (1985) Properties of glass-ionomer luting cements. *J. Mich. Dent. Assoc.*, 67, 1, 17-19.

79. Saito, C., Sakai, Y., Node, H., Fusayama, T. (1976) Adhesion of polycarboxylate cements to dental casting alloys. *J. Prosthet. Dent.*, 35, 5, 543-548.
80. Setchell, D.J., Teo, C.K., Khun, A.T. (1985) The relative solubilities of four modern glass-ionomer cements. *Br. Dent. J.*, 158, 6, 220-222.
81. Shillingburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D. (1981) *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 2nd Ed., R. G. Quintessence Publishing Co, Inc. Chicago.
82. Silvey, R.G., Myers, G.E. (1977) Clinical study of dental cements. VI. A study of zinc phosphate, EBA- Reinforced zinc oxide eugenol and polycrylic acid cements as luting agents in fixed prostheses. *J. Dent. Res.*, 56, 10, 1215-1218.
83. Smith, D.C. (1968) A new dental cement. *Br. Dent. J.*, 125, 381-384.
84. Smith, D.C. (1971) A review of the zinc polycarboxylate cements. *Can. Dent. Assoc. J.*, 37, 1, 22-29.
85. Smith, D.C. (1983) Dental cements: Current status and future prospects. *Dent. Clin. North Am.*, 6, 3, 763-792
86. Smith, D.C. (1988) Dental cements. *Adv. Dent. Res.*, 2, 1, 134-141.
87. Smith, D.C. (1990) Composition and characteristics of glass-ionomer cements. *J. Am. Dent. Assoc.*, 120, 1, 20-22.
88. Stanley, H.R. (1990) Pulpal responses to ionomer cements-Biological characteristics. *J. Am. Dent. Assoc.* 120, 1, 25-29.
89. Swartz, M.L., Phillips, R.W., Clark, H.E. (1984) Long-term F release from glass-ionomer cements. *J. Dent. Res.*, 63, 2, 158-160.
90. Swift, E.J. (1988) An update on glass-ionomer cements. *Quintessence Int.*, 19, 2, 125-129.
91. Şenocak, M. (1986) *Tıbbi İstatistik: Genel Kavramlar-Uygulama Modelleri*. 1 inci Baskı, Arkadaş Tıp Yayınları, İstanbul.
92. Truelove, E.L., Mitchell, D.F., Phillips, R.W. (1971) Biologic evaluation of a carboxylate cement. *J. Dent. Res.*, 50, 1, 166.

93. Van de Voorde, A., Gertds, G.J., Murchison, D.F. (1988) Clinical uses of glass-ionomer cement: A literature review. *Quintessence Int.*, 19,1,53-61.
94. Walls, A.W.G. (1986) Glass polyalkenoate (glass-ionomer) cements: A review. *J.Dent.*, 14,6,231-246.
95. White, S.N., Sorensen, J.A., Kang, S.K., Caputo, A.A. (1992) Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, 67,2, 156-161.
96. Wilson, A.D., Crisp, S., Abel, G. (1977) Characterization of glass-ionomer cements 4. Effect of molecular weight on physical properties. *J.Dent.*, 5,2, 117-120.
97. Wilson, A.D., Crisp, S., Lewis, B.G., McLean, J.W. (1977) Experimental luting agents based on the glass-ionomer cements. *Br. Dent. J.*, 142,4,117-122.
98. Wilson, A.D., Hill, R.G., Warrens, C.P., Lewis, B.G. (1989) The influence of polyacid molecular weight on some properties of glass-ionomer cements. *J.Dent. Res.*, 68,2,89-94.
99. Wilson, A.D., Kent, B.E. (1972) A new translucent cement for dentistry: The glass-ionomer cement. *Br.Dent.J.*, 132,133-135.
100. Wilson, H.J., Mansfield, M.A., Heath, J.R., Spence, D. (1987) *Dental Technology and Materials for Students*. 8th Ed., Blackwell Scientific Publications, Oxford, London.
101. Wilson, A.D., McLean J.W. (1988) *Glass-ionomer cement*. Quintessence Publishing, Co. Inc. Chicago.
102. Wilson, A.D., Prosser, H.J. Powis, D.M. (1983) Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *J.Dent.Res.*, 62,5,590-592.
103. Wong, T.C.C., Bryant, R.W. (1985) Glass-ionomer cements: Dispensing and strength. *Aust. Dent.J.*, 30,5,336-340.
104. Worley, J.L., Hamm, R.C., Von Fraunhofer J.A. (1982) Effects of cement on crown retention. *J.Prosthet. Dent.*, 48,3,289-291.

ÖZGEÇMİŞ

1964 yılında Ankara'da doğdum. İlk, orta ve lise öğrenimimi Ankara'da tamamladıktan sonra, Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'ne girdim. 1988 yılında bu fakülteden mezun olduktan sonra Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında göreve başladım. Halen aynı fakültede araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım. Bekârım.



**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ**